

**Evaluation der Standstabilität und Schwierigkeitsgrade auf dem Posturomed
mit definierten Auslenkimpulsen sowie die Auswirkungen einer
kinesiologischen Tapeanlage auf diese Parameter.**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Tim Wegerhoff

geboren am 03.07.1992 in Gummersbach

Gutachter:

1. apl. Prof. Dr. Ulrich C. Smolenski, Jena
2. Prof. Dr. Georg Matziolis, Eisenberg
3. Prof. Dr. Andreas Roth, Leipzig

Tag des dritten Staatsexamens: 04.12.2019

Tag der öffentlichen Verteidigung: 02.09.2019

*„Die Tragödie der Wissenschaft:
das Erschlagen einer schönen Hypothese durch eine hässliche Tatsache.“*

Thomas Huxley

Inhaltsverzeichnis

1	Abkürzungsverzeichnis.....	7
2	Zusammenfassung	8
2.1	Hintergrund	8
2.2	Fragestellung	8
2.3	Methodik	8
2.4	Ergebnisse und Diskussion.....	9
2.5	Schlussfolgerungen.....	9
3	Einleitung	10
3.1	Allgemeines	10
3.2	Gleichgewicht – Standstabilität – Posturale Kontrolle	11
3.2.1	Einfluss von verschiedenen Sinneseindrücken auf die posturale Kontrolle	11
3.2.2	Strategien zur Erhaltung des aufrechten Standes.....	12
3.3	Messmethoden der posturalen Kontrolle - Posturographie	14
3.3.1	Nichtapparative Verfahren.....	14
3.3.2	Apparative Verfahren.....	16
3.3.3	Posturomed	18
3.4	Visuelle Analogskala	20
3.5	Kinesiologische Tapeanlagen.....	21
3.5.1	Funktionsprinzip	21
3.5.2	Effekte auf die posturale Kontrolle	22
4	Fragestellungen und Ziele der Arbeit	24
5	Methodik.....	25
5.1	Posturomed	25
5.2	Kraftmessplatte	25

5.3	Visuelle Analogskala	26
5.4	Fallzahlplanung	27
5.5	Probanden	27
5.5.1	Einschlusskriterien.....	28
5.5.2	Ausschlusskriterien.....	28
5.6	Kinesiologische Tapeanlage	29
5.7	Versuchsaufbau und -durchführung.....	30
5.8	Ordnung der Messungen nach vermuteter Schwierigkeit	36
5.9	Statistische Verfahren	37
5.9.1	Statistische Testverfahren.....	37
6	Ergebnisse	39
6.1	Schwierigkeitsgrade.....	39
6.1.1	Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten	40
6.1.2	Definition der zwölf verschiedenen Schwierigkeitsgrade	41
6.1.3	Verteilung VAS Werte.....	42
6.1.4	Anzahl der benötigten Versuche und Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad	47
6.1.5	Vergleich der Schwierigkeitsgrade	48
6.2	Einfluss des dominanten Beins	50
6.3	Korrelationen.....	51
6.4	Kinesiologische Tapeanlage	51
7	Diskussion	53
7.1	Schwierigkeitsgrade.....	53
7.1.1	Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten	53
7.1.2	Vergleich der definierten Schwierigkeitsgrade	54
7.1.3	Verteilung VAS Werte.....	55
7.1.4	Anzahl der benötigten Versuche und Abbrüche	57

7.2	Einfluss des dominanten Beins	57
7.3	Korrelationen und ICCs zwischen ersten und zweiten Messtermin.....	57
7.4	Einfluss der kinesiologischen Tapeanlage	57
8	Schlussfolgerungen	60
9	Verzeichnisse.....	62
9.1	Abbildungen und Tabellen.....	62
9.2	Literatur- und Quellenverzeichnis	65
10	Anhang	73
10.1	Probandenaufklärung und Einverständniserklärung.....	73
10.2	Erhebungsbogen	75
10.3	Ehrenwörtliche Erklärung	77
10.4	Danksagung	78

1 Abkürzungsverzeichnis

AG	-	Augen geschlossen
AO	-	Augen geöffnet
AP	-	anteroposterior
BB	-	beidbeinig
BBS	-	Berg Balance Scale
COG	-	Center of Gravity – Körperschwerpunkt
COP	-	Center of Pressure
DB	-	dominantes Bein
ICC	-	Intraklassen-Korrelations-Koeffizient
ML	-	mediolateral
NDB	-	nichtdominantes Bein
OI	-	ohne Impuls
POMA	-	Performance-Oriented Mobility Assessment
SEBT	-	Star Excursion Balance Test
VAS	-	Visuelle Analogskala

In der vorliegenden Arbeit wurde auf das Kennzeichnen von geschützten Marken und Warenzeichen verzichtet. Die Benutzung von Markennamen geschieht unter Wahrung der Rechte der Urheber und Markeninhaber.

2 Zusammenfassung

2.1 Hintergrund

Stürze sind eine der Hauptursachen der durch Verletzung eintretenden Todesfälle bei über 65-Jährigen. Als einer der Hauptrisikofaktoren für Stürze gelten dabei Einschränkungen des Gleichgewichts bzw. der Standstabilität. Diese können durch den natürlichen Alterungsprozess jedoch auch bei jüngeren Patienten durch verschiedenste Pathologien bedingt sein. Aufgrund der dadurch entstehenden Einschränkungen sind sie nicht nur medizinisch, sondern auch sozioökonomisch relevant.

2.2 Fragestellung

Das Therapie- und Präventionsgerät Posturomed wurde bereits mehrfach als geeignetes Messinstrument der Standstabilität beschrieben. Zentrales Element ist eine an Seilen aufgehängte Plattform, welche in der Horizontalen frei beweglich schwingen kann. Ziel der Arbeit war es, verschiedene Schwierigkeitsgrade auf dem Posturomed zu identifizieren und es somit näher als Messinstrument zu beschreiben. Des Weiteren wurde der Einfluss einer kinesiologischen Tapeanlage am Sprunggelenk auf die erhobenen Messwerte des Posturomed untersucht.

2.3 Methodik

Insgesamt 38 Probanden (20 – 32 Jahre) wurden an zwei verschiedenen Messterminen im Abstand von zwei bis drei Wochen untersucht. Die Probanden wurden sowohl im Einbein- und Beidbeinstand als auch mit geschlossenen und geöffneten Augen untersucht. Zusätzlich wurden bei einem Teil der Messungen Störimpulse aus mediolateraler (ML) oder anteroposteriorer (AP) Richtung appliziert. Daraus ergab sich eine Gesamtanzahl von 18 verschiedene Messsituationen pro Messtermin. Ermittelt wurden die mittlere Geschwindigkeit des Center of Pressure (COP) mithilfe einer Kraftmessplatte sowie die subjektiv empfundene Schwierigkeit mithilfe einer Visuellen Analogskala. Je nach randomisierter Gruppeneinteilung wurde zusätzlich an einem Messtermin eine kinesiologische Tapeanlage der Sprunggelenke appliziert.

2.4 Ergebnisse und Diskussion

Unter Berücksichtigung der vermuteten Schwierigkeit und der Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten wurden die einbeinig durchgeführten Messungen des dominanten und nichtdominanten Beins zusammengefasst und somit zwölf verschiedene Schwierigkeitsgrade definiert. Beim Vergleich der Schwierigkeitsgrade anhand der erhobenen Werte der COP Geschwindigkeit konnten signifikante Unterschiede in acht von elf Vergleichen gezeigt und die definierten Schwierigkeitsgrade in ihrer Rangfolge größtenteils bestätigt werden. In den drei Vergleichen ohne signifikantes Ergebnis liegt der fehlende signifikante Unterschied wahrscheinlich in einem zu optimierenden Messaufbau bzw. in einer nicht ausreichenden Probandenzahl begründet. Für die Werte der VAS für die subjektiv empfundene Schwierigkeit konnte die objektiv bestimmte Rangfolge nur in den mittleren Schwierigkeitsgraden bestätigt werden. Für die unteren und oberen Schwierigkeitsgrade konnte keine verlässliche Differenzierung gezeigt werden. Dies hängt am wahrscheinlichsten mit der Wahl eines gesunden Probandenkollektivs zusammen. Ein Einfluss der kinesiologicalen Tapeanlage auf die Werte der COP Geschwindigkeit konnte nicht gezeigt werden. Ebenfalls kam es zu keinen relevanten carry-over oder Lerneffekten bei Berücksichtigung aller Messungen. Lediglich bei selektiver Betrachtung von einbeinig sowie mit geöffneten Augen durchgeführten Messungen konnte ein leichter Lerneffekt nachgewiesen werden.

2.5 Schlussfolgerungen

Mithilfe der ermittelten Schwierigkeitsgrade scheint eine Einteilung von Patienten anhand ihrer Standstabilität möglich. Weitergehende Untersuchungen größerer Probandenzahlen, einer Normalpopulation sowie verschiedener Patientenkollektiven sind jedoch zur Bestätigung nötig. Da v.a. die Reaktion auf translationale Bewegungen des Untergrundes überprüft wurde scheint eine Kombination mit anderen Untersuchungsmethoden sinnvoll, um ein ganzheitlicheres Abbild über den Patienten zu bekommen und gleichzeitig gezielte Therapieentscheidungen treffen zu können. Die Integration von Messungen auf dem Posturomed in ein Standstabilitäts-Scoring-System wäre vorstellbar. Hinsichtlich der positiven Wirkung einer kinesiologicalen Tapeanlage auf die Standstabilität, kann anhand der erhobenen Daten keine Empfehlung zur Anwendung gegeben werden.

3 Einleitung

3.1 Allgemeines

Der demographische Wandel in Deutschland stellt unsere Gesellschaft vor neue Herausforderungen. Bis 2040 wird sich der Anteil der 65-80-Jährigen in der Bevölkerung um ca. 25% erhöhen. Der Anteil der über 80-Jährigen wird sich aller Voraussicht nach sogar um 7 % vergrößern (Pötzsch und Rößger 2015). Zwei der Hauptgründe für diese Entwicklung sind zum einen der Rückgang der Geburten und zum anderen die seit Jahren steigende Lebenserwartung. Innerhalb der oben genannten Altersgruppen sind ungewollte Stürze mit großem Abstand (ca. 41 %) die Hauptursache der durch Verletzung eintretenden Todesfälle (BfS 2015). Weitaus häufiger sind jedoch zusätzlich eintretende funktionelle Einschränkungen, welche sich aus Stürzen und den daraus bedingten Verletzungen ergeben (Richter et al. 2002). Weiterhin kann es durch den damit verbundenen Kontrollverlust zu einer Reduktion des Selbstvertrauens und damit gleichzeitig zu einem Abbau der sozialen Kompetenz kommen (Walther et al. 2008). Daher sind Stürze nicht nur medizinisch relevant, sondern gleichzeitig auch als sozioökonomisches Problem zu sehen (Hosp et al. 2018).

Einer der drei Hauptrisikofaktoren für Stürze stellen Störungen des Gleichgewichts dar (Walther et al. 2008, Zeeh et al. 2017, Hosp et al. 2018). Durch sie verdreifacht sich das Sturzrisiko beinah. Als weitere Hauptrisikofaktoren gelten eine allgemeine Muskelschwäche der unteren Extremität sowie vorausgegangene Stürze in den letzten Monaten (Zeeh et al. 2017).

Störungen des Gleichgewichts können vielfältige Ursachen haben. So können neben dem natürlichen Alterungsprozess verschiedenste Erkrankungen eine Einschränkung mit sich bringen. Dazu zählen z.B. akute und chronische Verletzungen des Bewegungssystems wie Sprunggelenkstraumata oder Kreuzbandrisse (Zätterström et al. 1994, Hiller et al. 2011, de-la-Torre-Domingo et al. 2015, Jackson 2016) sowie verschiedenste neurologische Erkrankungen wie z.B. Schlaganfälle oder Multiple Sklerose (Chen et al. 2000, Cattaneo et al. 2002, Rojhani-Shirazi et al. 2015, Bricchetto et al. 2015).

Einschränkungen des Gleichgewichts betreffen daher nicht nur die Ältesten unserer Gesellschaft, sondern sind als ein Problem der gesamten Bevölkerung zu sehen.

Aufgrund dessen sind spezifische Messinstrumente und das Erkennen spezifischer Einschränkungen sowie gezielte Therapie- und Fördermaßnahmen des Gleichgewichtsvermögens vermehrt in den wissenschaftlichen Fokus gerückt.

3.2 Gleichgewicht – Standstabilität – Posturale Kontrolle

Bös (2017) definiert Gleichgewicht wie folgt: „Gleichgewicht wird als die Fähigkeit verstanden, den Körperschwerpunkt in Relation zur Unterstützungsfläche zu kontrollieren, um somit die Körperhaltung gegen die Einflüsse der Schwerkraft und weiterer Störgrößen während des Sitzens oder Stehens (statisches Gleichgewicht) und während der Bewegung (dynamisches Gleichgewicht) aufrechtzuerhalten“. Gleichgewicht wird je nach Autor auch „Balance“, „posturale Kontrolle“, „posturale Stabilität“ oder „Standstabilität“ genannt.

Zur Erhaltung des aufrechten Standes ist es nötig, dass der Körperschwerpunkt - bzw. seine vertikale Projektion auf den Boden - sich innerhalb der durch die Füße gebildeten Unterstützungsfläche befindet (Massion 1994). Innerhalb dieser Fläche gibt es einen individuell unterschiedlich großen Bereich, über welchem sich der Körperschwerpunkt bewegen kann, ohne dass das Gleichgewicht verloren geht (Duarte und Freitas 2010).

3.2.1 Einfluss von verschiedenen Sinneseindrücken auf die posturale Kontrolle

Der Körper nutzt verschiedenste Informationskanäle zur Erhaltung des aufrechten Standes. Dazu gehören sowohl visuelle, vestibuläre als auch somatosensorische Informationen. Bei gesunden Erwachsenen überwiegen dabei die propriozeptiven bzw. somatosensorischen Informationen (Bös 2017). Unter normalen Bedingungen mit festem Untergrund und guter Beleuchtung wird die posturale Kontrolle durch ca. 70% somatosensorische, 20% vestibuläre und 10% visuelle Informationen gewährleistet (Horak 2006). Dies kann sich jedoch, je nach Umgebungssituation, ändern, so dass z.B. beim Wechsel auf einen weichen Untergrund die Gewichtung der verschiedenen Informationskanäle angepasst werden muss. Diese Fähigkeit zur Anpassung ist daher ein essentieller Teil der posturalen Kontrolle (Horak 2006). Für eine suffiziente posturale Kontrolle ist weiterhin ein ausreichender Informationsfluss aus den verschiedenen Sinnesmodalitäten unabdingbar. Folglich führt eine Einschränkung eines oder mehrerer dieser Informationskanäle zu einer Verminderung der posturalen Kontrolle. Der Kapazitätsverlust der verschiedenen Informationssysteme ist daher im Allgemeinen auch die Ursache für die Abnahme der posturalen Kontrolle im Alter (Massion 1994).

Beim Vergleich von Messungen der posturalen Kontrolle im beidbeinigen mit Messungen im einbeinigen Stand, kann eine Reduktion der posturalen Kontrolle im einbeinigen Stand festgestellt werden (Donath et al. 2012). Dies lässt sich sowohl auf die Reduktion von somatosensorischen Informationen als auch auf eine Verkleinerung der Unterstützungsfläche zurückführen. Im beidbeinigen Stand mit größerer Unterstützungsfläche ist zudem der Einfluss visueller Informationen geringer als im einbeinigen Stand (Day et al. 1993).

Der große Einfluss somatosensorischer Informationen lässt sich auch daran erkennen, dass bereits leichte Berührungen der Haut zu einer messbaren Reduktion der Körperschwankungen im Stand führen können (Jeka 1997). Die Reduktion ist dabei nicht auf die mechanische Unterstützung durch die Berührung, sondern rein auf den erhöhten somatosensorischen Informationsfluss zurückzuführen (Kouzaki und Masani 2008).

Für visuelle Reize gilt, dass ihre Verminderung umso einflussreicher auf das Gleichgewichtsvermögen ist, je anspruchsvoller die jeweilige Situation gestaltet ist (Tomomitsu et al. 2013). Gleichzeitig sinkt der Einfluss von somatosensorischen Reizen (Duarte und Zatsiorsky 2002).

3.2.2 Strategien zur Erhaltung des aufrechten Standes

Ungefähr zwei Drittel der Körpermasse sind im oberen Höhendrittel unseres Körpers lokalisiert (Winter 1995). Dadurch liegt der Körperschwerpunkt im aufrechten Stand ca. einen Meter oberhalb des Bodens. Gleichzeitig ist im aufrechten Stand die durch die Füße gebildete Unterstützungsfläche in Relation zur Körpergröße klein, so dass der Körper sich in einer relativ instabilen Situation befindet (Ivanenko und Gurfinkel 2018). Aus diesem Grund sind verschiedene Strategien der posturalen Kontrolle nötig um diesen verhältnismäßig instabilen Zustand zu stabilisieren. Das System der posturalen Kontrolle muss dabei zwei Dinge gleichzeitig leisten: zum einen die Steuerung der tonischen Muskelkontraktion zur Aufrechterhaltung der Haltung und zum anderen die Kompensation interner oder externer Störungen des Gleichgewichts (Ivanenko und Gurfinkel 2018).

Wenn es zu einer Verlagerung des Körperschwerpunktes (Center of Gravity – COG) kommt, kann dessen Position nicht direkt reguliert werden, sondern es muss eine aktive Bewegung des Körpers eingeleitet werden (Massion 1994). Dadurch kann die Lage des

Körperschwerpunktes indirekt reguliert und der Körper in Relation zur Schwerkraft stabilisiert werden.

Nashner und McCollum postulierten 1985, dass es zwei verschiedene Strategien gibt um ein Abweichen des COG aus der Ruhelage zu korrigieren. Zum einen kann durch eine Bewegung in den Sprunggelenken (ankle strategy) und zum anderen durch eine Bewegung in der Hüfte (hip strategy) eine falsche Ausrichtung des COG in der Sagittalebene korrigiert werden. Beide Strategien werden dafür entweder separat oder kombiniert genutzt. In anspruchsvollen Situationen für die posturale Kontrolle, u.a. auch im Einbeinstand (Boström et al. 2018), wird eher auf die hip strategy zurückgegriffen wohingegen unter einfachen Bedingungen eher die ankle strategy genutzt wird (Horak und Nashner 1986, Park et al. 2004). Des Weiteren werden im beidbeinigen Stand Bewegungen des Körpers in anteroposteriorer Richtung vor allem durch die ankle strategy und Bewegungen in mediolateraler Richtung hauptsächlich durch die hip strategy kompensiert (Winter et al. 1996).

Diese Modelle lassen jedoch den Einfluss der oberen Extremität sowie der oberen Körperhälfte außer Acht. Für die Anwendung klinischer Tests der posturalen Kontrolle gilt, dass bei Durchführung mit frei beweglichen Armen eine signifikante Verbesserung der Testergebnisse eintritt (Milosevic et al. 2011). Oberkörperbewegungen und v.a. Bewegungen der Arme haben insbesondere dann einen Einfluss auf die posturale Kontrolle, wenn Aufgaben mit hoher Anforderung gemeistert werden müssen (Boström et al. 2018).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass zur effizienten Kontrolle und Erhaltung des aufrechten Standes Bewegungen in allen großen Gelenken sowohl der unteren als auch der oberen Körperhälfte nötig sind. Das Ausmaß der beteiligten Körperpartien hängt dabei entscheidend von der Umgebungssituation und ihrem jeweiligen Anforderungsniveau ab.

Abbildung 1 bietet einen schematischen Überblick über das posturale Kontrollsystem (Trepel 2012).

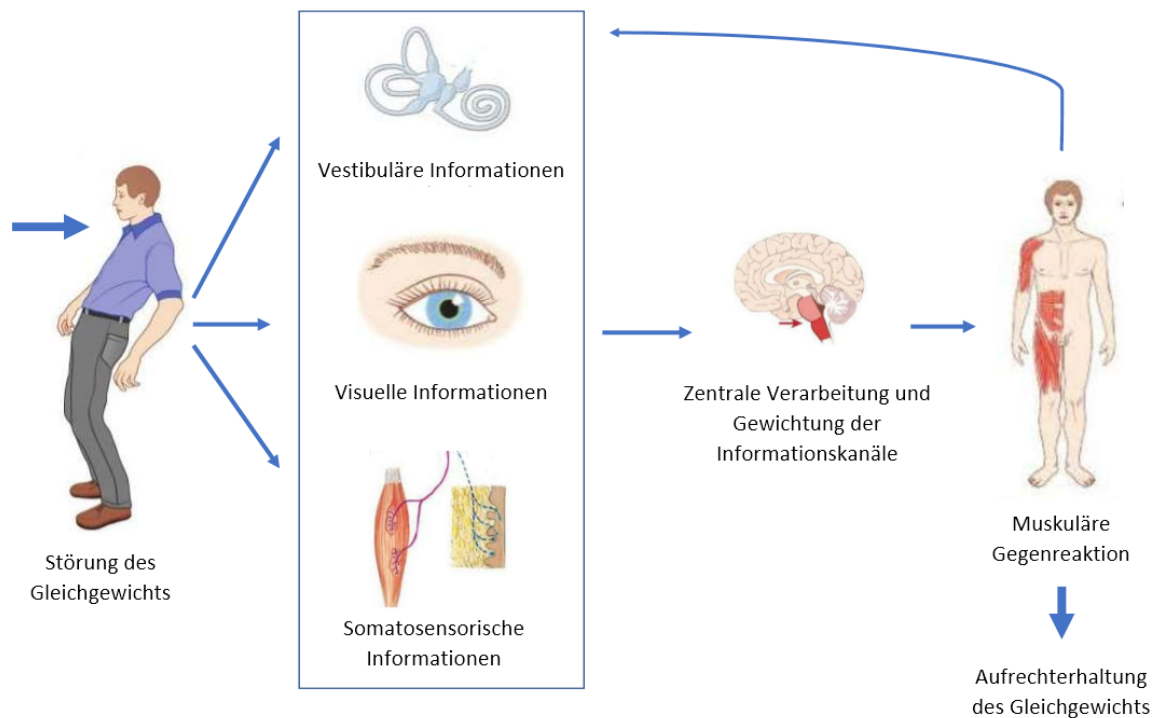


Abbildung 1, Schaubild posturales Kontrollsystem, Abbildungen aus Trepel, Neuroanatomie 5. Auflage (Trepel 2012) in eigener Zusammenstellung und Beschriftung

3.3 Messmethoden der posturalen Kontrolle - Posturographie

Grundsätzlich muss zwischen der statischen und dynamischen Posturographie unterschieden werden. Die statische Posturographie untersucht Probanden im Sitzen oder aufrechten Stand ohne jegliche Störungen wohingegen bei der dynamischen Posturographie zusätzlich externe Störungen des Gleichgewichts verursacht werden. Diese Störreize können z.B. aus einer plötzlichen Bewegung des Untergrundes oder dem Wechsel der Körperposition bestehen. Weiterhin ist eine Einteilung zwischen apparativen und nichtapparativen Messverfahren möglich. Anhand dieser Einteilung sollen im Folgenden verschiedene Testverfahren dargelegt werden.

3.3.1 Nichtapparative Verfahren

In der Literatur findet sich eine große Anzahl an nichtapparativen Verfahren zur Quantifizierung der posturalen Kontrolle. Nachfolgend werden daher die häufigsten Verfahren vorgestellt und auf eine komplette Aufstellung verzichtet.

3.3.1.1 Berg Balance Scale (BBS)

Die BBS besteht aus 14 verschiedenen Einzelaufgaben die zum einen das Halten einer Körperposition und zum anderen die Durchführung von verschiedenen willkürlichen Bewegungen untersucht (Berg 1989). Für jede Aufgabe wird vom Untersucher ein Punktwert von 0 – 4 vergeben und zu einem Summenwert addiert. Die BBS gilt als objektiv, reliabel und valide in der Bewertung der Gleichgewichtsfähigkeit von Patienten (Berg et al. 1992b, Berg et al. 1992a). Grundsätzlich gibt es keine Altersbeschränkung, jedoch sind die Zielgruppe v.a. ältere Patienten oder Patienten mit eingeschränkter Gleichgewichtsfähigkeit (Bös 2017).

3.3.1.2 Timed „Up and Go“ Test

Gemessen wird die Zeit, die ein Patient benötigt, um von einem Stuhl aufzustehen, 3 m zu einer Wand hin und zurück zu laufen und sich dann wieder auf den Stuhl zu setzen (Podsiadlo und Richardson 1991). Die Wand darf dabei nicht berührt werden. Die ursprüngliche Testform sah keine Zeitmessung vor, sondern eine Bewertung anhand einer Skala von 1 – 5 (Mathias et al. 1986). Durch die Verwendung der benötigten Zeit konnte eine bessere Standardisierung erreicht werden, so dass sich der Test insbesondere zur Beurteilung von Personen mit eingeschränkter Gleichgewichtsfähigkeit eignet. Ein Vorteil liegt in der schnellen und einfachen Durchführbarkeit des Tests.

3.3.1.3 Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA) – „Tinetti Test“

Der Tinetti Test untersucht zum einen mit 13 verschiedenen Items das Gleichgewichtsvermögen und mit neun weiteren Items die Qualität des Gangs (Tinetti 1986). Im Vordergrund stehen dabei funktionsbezogene Aufgaben, die an Aktivitäten, die im Alltag bewältigt werden müssen, angelehnt sind (Bös 2017). Dementsprechend ist auch hier die Zielgruppe des Tests ältere Patienten mit eingeschränkter Gleichgewichtsfähigkeit.

3.3.1.4 Star Excursion Balance Test (SEBT):

Der SEBT überprüft die dynamische Stabilität. Dazu stehen die Patienten einbeinig in der Mitte eines Sterns bestehend aus acht Klebestreifen, welche sich in 45° Abständen in die Peripherie erstrecken. Mit den Händen an den Hüften muss der Patient nun versuchen mit dem freien Bein möglichst weit alle acht Strahlen des Sterns zu erreichen (Kinzey und Armstrong 1998, Gribble et al. 2013). Aus den gemessenen acht maximalen Reichweiten wird dann ein Mittelwert gebildet, welcher den Gesamtscore ergibt. Er eignet sich insbesondere zur

Beurteilung von Sportlern und jungen Patienten und kann außerdem Vorhersagen bezüglich des Risikos von Verletzungen der unteren Extremität treffen (Gribble et al. 2012).

3.3.1.5 Zusammenfassung

Allgemein lässt sich sagen, dass bei nichtapparativen Untersuchungen neurophysiologische Zusammenhänge durch die häufig nominalskalierte Datenerhebung keine ausreichende Beachtung finden (Bös 2017). Weiterhin eignen sich Nichtapparative Verfahren v.a. um ältere Patienten mit eingeschränkter posturaler Kontrolle einzuschätzen. Eine Ausnahme bildet der SEBT, welcher primär zur Funktionsdiagnostik der unteren Extremität junger Patienten geeignet ist. Eine ganzheitlichere Quantifizierung der posturalen Kontrolle v.a. junger Patienten erfordert jedoch apparative Messverfahren, da für diese Patientenkollektive mithilfe von nichtapparativen Verfahren oft keine Unterschiede festgestellt werden können (Paillard und Noe 2015).

3.3.2 Apparative Verfahren

Meist erfassen apparative Messverfahren entweder die Lage des Körperschwerpunktes (Center of Gravity – COG) im dreidimensionalen Raum oder die Lage des Druckmittelpunktes auf der Unterstützungsfläche (Center of Pressure – COP). Die Lageveränderung des COG über die Zeit wird für gewöhnlich als „body sway“ und die Bewegung des COP als „postural sway“ bezeichnet (Paillard und Noe 2015).

3.3.2.1 Bestimmung des COG

Zur Erfassung der Bewegung des COG sind dreidimensionale Bewegungserfassungssysteme nötig. Eine Möglichkeit ist die Kombination aus mehreren Hochgeschwindigkeitskameras und reflektierenden Markerpunkten am Körper des Probanden, über welche die Bewegung des Körpers im Raum erfasst werden kann. Eine andere Möglichkeit besteht darin kleine Sender am Probanden anzubringen, welche aktiv ein Signal an ein Aufnahmegerät senden. Dadurch kann eine Positionsbestimmung des COG und dementsprechend auch eine Bestimmung des body sway erfolgen. Der Nachteil dieser Methoden besteht jedoch in einem aufwändigen Versuchsaufbau, welcher sich schwierig in den klinischen Alltag integrieren lässt.

3.3.2.2 Bestimmung des COP

Die Bewegung von COG und COP über die Zeit stellen beides Messgrößen für die posturale Stabilität dar, sind jedoch nicht als gleichwertig zu betrachten (Winter 1995). Die Bewegung des COP kann jedoch als eine Mischung aus der Bewegung bzw. Verlagerung des COG und der neuromuskulären Antwort des Körpers auf diese Bewegung aufgefasst werden (Duarte und Freitas 2010). Mithilfe von Kraftmessplatten lässt sich die Dynamik des COP bestimmen und gilt dabei als der meistbestimmte Parameter zur Quantifizierung der posturalen Stabilität überhaupt (Paillard und Noe 2015).

Genannte Kraftmessplatten generieren entweder über piezoelektrische Sensoren oder über Dehnungsmessstreifen ein elektrisches Signal, welches den applizierten Druck auf die Platte widerspiegelt. Mithilfe geeigneter Messsoftware kann daraus die Position des COP ermittelt werden. Dabei muss beachtet werden, dass die Abtastrate, mit der die Daten aufgezeichnet werden, möglichst hoch sein sollte, um ein ausreichend genaues Abbild der COP Bewegung zu gewährleisten. Eine Mindestabtastrate von 50Hz sollte dafür von der Kraftmessplatte unterstützt werden. (Raymakers et al. 2005).

Anhand des aufgezeichneten Bewegungsmusters des COP kann dann unter anderem die zurückgelegte Strecke des COP (COP Strecke), die mittlere Geschwindigkeit des COP (COP Geschwindigkeit), sowie eine Vertrauensellipse, in der sich 95% der Messwerte befinden, errechnet werden. Für ermittelte Werte gilt, dass eine längere COP Strecke, eine höhere COP Geschwindigkeit und eine größere Vertrauensellipse einen erhöhten postural sway widerspiegeln und daher als geringere Standstabilität interpretiert werden können (Raymakers et al. 2005, Donath et al. 2012, Paillard und Noe 2015, Bös 2017). Dabei ist zu beachten, dass errechnete Vertrauensellipsen als weniger valide betrachtet werden als sogenannte Vorhersageellipsen (Schubert und Kirchner 2014) und Ellipsen im Allgemeinen als weniger aussagekräftig als die mittlere Geschwindigkeit des COP angesehen werden (Paillard und Noe 2015).

Ermittelte Werte für die COP Geschwindigkeit haben zudem den Vorteil, dass sie zum einen vergleichbare Ergebnisse bei unterschiedlichen Messdauern liefern und zum anderen Altersunterschiede gut abbilden können (Prieto et al. 1996, Vseteckova und Drey 2013). Des Weiteren korreliert eine erhöhte mittlere COP Geschwindigkeit unter bestimmten

Bedingungen, wie z.B. Stehen auf festem Untergrund mit geschlossenen Augen, mit einem erhöhten Sturzrisiko (Piirtola und Era 2006).

3.3.3 Posturomed

Das Posturomed der Firma Haider Bioswing GmbH ist ein sensomotorisches Therapie- und Präventionsgerät welches zur Verbesserung der posturalen Kontrolle und der sensomotorischen Fähigkeiten eingesetzt wird (s. Abbildung 2). Es besteht aus einer freischwingenden quadratischen Plattform der Größe 60cm * 60cm auf welcher der Proband steht. Diese Plattform ist an acht Stahlseilen frei aufgehängt, wobei über zwei Sperren entweder zwei oder vier Seile arretiert werden können. Durch die freie Aufhängung ist es der Platte möglich, frei in der Horizontalebene zu schwingen.



Abbildung 2, Posturomed (Quelle: Haider Bioswing GmbH)

An der Seite des Posturomed befindet sich ein Arretiermechanismus (s. Abbildung 3), durch den die Platte in einer festen Position fixiert werden kann. Die Platte wird dadurch 0,5 cm von der Ruhelage ausgelenkt und nach Lösen des Mechanismus über einen Fußhebel kommt es zu einer kontrollierten und gleichförmigen Bewegung der Fußplatte.

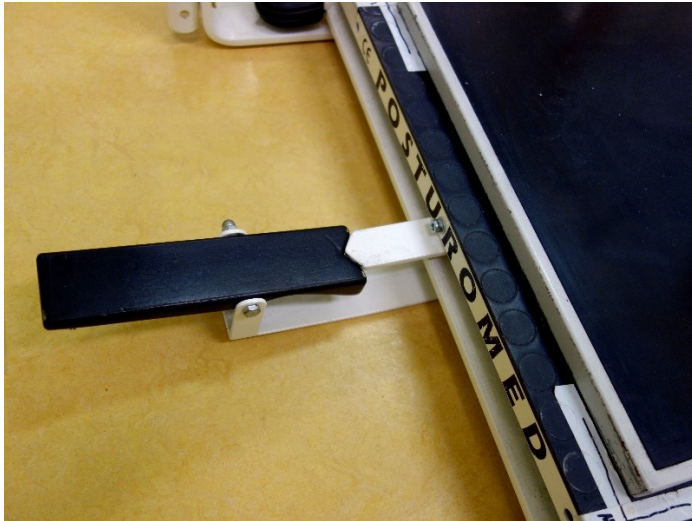


Abbildung 3, Arretiermechanismus

In einer grundlegenden Arbeit von Müller und Kollegen (2004) wird zum ersten Mal das Posturomed auch als Messgerät zur Quantifizierung des Balancevermögens eingesetzt. Es wurden sowohl Messungen mit freischwingender Grundplatte als auch Messungen mit seitlicher Auslenkung durchgeführt. Dabei wurden die Bewegungen der Platte in der mediolateralen (ML) sowie anteroposterioren (AP) Richtung als Messwerte aufgezeichnet und der Gesamtweg errechnet. Bereits hier konnte gezeigt werden, dass bei initialen Auslenkungen der Platte in ML-Richtung ein erhöhtes Wegesignal im Vergleich zu Auslenkungen in AP-Richtung zu beobachten war. Weitergehende Untersuchungen von Boer et al. (2010a) konnten außerdem Unterschiede zwischen verschiedenen Altersgruppen sowie zwischen Sportlern und Nicht-Sportlern mithilfe des Posturomed zeigen. Des Weiteren zeigte sich beim gewählten Messaufbau ein gering ausgeprägter Lerneffekt beim wiederholten Testen von insgesamt zwölf Probanden.

Aufgrund der beschriebenen Eigenschaften des Posturomed wurde es bereits in verschiedenen Untersuchungen als Messgerät der posturalen Kontrolle eingesetzt (Boer et al. 2010b, Miller 2010, Kiss 2011). In Arbeiten von Freyler et al. (2015) und Schmidt et al. (2015) wurde das Posturomed in Kombination mit einer Kraftmessplatte zur Datenerhebung

eingesetzt. Dabei konnte anhand der aufgezeichneten Daten der Kraftmessplatten eine sehr gute Intra- sowie Inter-Day-Reliabilität bei wiederholtem Messen festgestellt werden (Schmidt et al. 2015).

Boeer und Kollegen (2010a) weisen darauf hin, dass Messergebnisse des Posturomed in Zukunft für eine Einteilung der Schweregrade der Sturzgefährdung herangezogen werden könnten. Eine solche Einteilung wurde bis jetzt jedoch noch nicht vorgenommen bzw. untersucht. Des Weiteren wird auf die Möglichkeit eingegangen/hingewiesen mithilfe von Störimpulsen eine genauere Evaluation der Standstabilität vornehmen zu können.

3.4 Visuelle Analogskala

Das Konzept der Visuellen Analogskala (VAS) wurde bereits 1921 von Hayes und Patterson als „graphic rating scale“ entwickelt und erstmals beschrieben. Dabei handelt es sich um ein Messinstrument, welches die zwei Extremantworten auf eine Frage (z.B. Wie stark sind ihre Schmerzen? Keine Schmerzen – Maximale Schmerzen) optisch anzeigt. Zusätzlich sind die beiden Extremantworten mit einer Linie verbunden und der Befragte kann dann das Ausmaß seiner Antwort auf dieser Linie markieren (s. Abbildung 4).

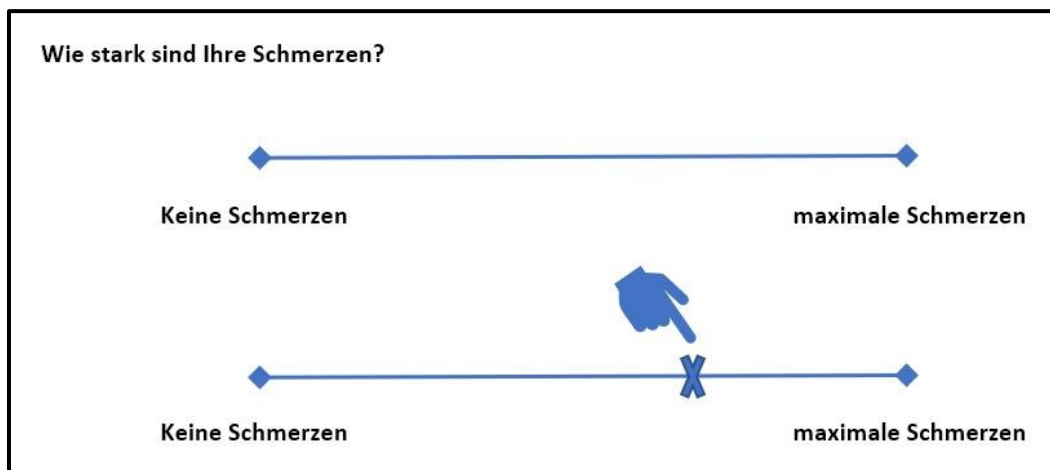


Abbildung 4, Prinzip der Visuellen Analogskala, eigene Darstellung

Die Vorteile der VAS liegen dabei auf der Hand: Sie ist für den Patienten leicht zu verstehen, einfach zu bedienen, die Erhebung erfolgt schnell und ist für den Untersucher beliebig skalierbar (Freyd 1923).

Aus diesem Grund wird sie heutzutage z.B. zur Beurteilung von Schmerzen im klinischen Alltag standardmäßig angewendet. Sie eignet sich jedoch auch allgemein zur Beurteilung und Einschätzung subjektiver Erfahrungen (McCormack et al. 1988). Dabei gilt, dass der Vergleich mehrerer Werte derselben Person aussagekräftiger ist als eine Gegenüberstellung von Werten mehrerer Personen (Aitken 1969).

Bei der Analyse von über eine VAS generierten Daten, gilt es zunächst zu klären, welches Skalenniveau der Daten angesetzt werden kann. Dies ist wichtig, da sich hieraus die Wahl des passenden statistischen Testverfahrens ergibt (Wewers und Lowe 1990). Zur Auswertung der erhobenen Werte einer VAS zur Schmerzbeurteilung kann dabei grundsätzlich ein Rationalskalenniveau der erhobenen Messwerte angenommen werden (McCormack et al. 1988, Schomacher 2008). Sollte es keine oder wenig Vorerfahrungen bzgl. des Einsatzes der VAS zu einer bestimmten Fragestellung geben (z.B. zur subjektiv empfunden Schwierigkeit einer Aufgabe, wie in der hier bearbeiteten Fragestellung), kann jedoch mindestens ein Ordinalskalenniveau angenommen werden. Damit wird die subjektiv empfundene Abstufung jedes einzelnen Probanden ausreichend abgebildet und das Risiko der fehlerhaften statistischen Auswertung verringert (Wewers und Lowe 1990).

3.5 Kinesiologische Tapeanlagen

3.5.1 Funktionsprinzip

Kinesiologische Tapeanlagen wurden von Kenzo Kase 1973 zum ersten Mal beschrieben. Die verwendeten Tapes sind in ihren Eigenschaften der menschlichen Haut nachempfunden und bestehen aus einem Gemisch aus elastischen Polymerfasern und Baumwolle. Dieses gewährleistet, dass das Tape sich um ca. 55 - 60% seiner Länge dehnen kann (Kase et al. 2003). Mithilfe eines Acrylklebers, welcher durch die Körperwärme aktiviert wird, wird ein festes Anhaften des Tapes auf der Haut gewährleistet. Des Weiteren ist das Tape wasserresistent und atmungsaktiv.

Es finden sich verschiedenste Anwendungen für kinesiologische Tapeanlagen, welche auf den vielfältigen proklamierten Wirkungen beruhen. Sie sollen den Muskeltonus erhöhen sowie

erniedrigen, die Propriozeption verbessern, Ödeme reduzieren sowie Blut- und Lymphzirkulation verbessern können (Kumbrink 2012). Dadurch soll es zu einer Normalisierung der Muskelfunktion und einer Schmerzreduktion kommen. Aus den genannten Gründen werden sie im Sportbereich zur Funktionsnormalisierung und im medizinischen Bereich zur Unterstützung von Rehabilitationsmaßnahmen eingesetzt.

3.5.2 Effekte auf die posturale Kontrolle

Aufgrund der positiven Wirkung kinesiologytapes auf die Propriozeption wäre ein positiver Effekt auf die posturale Kontrolle zu erwarten. In der Literatur finden sich dazu verschiedene Untersuchungen, sowohl an gesunden Probanden als auch an verschiedensten Patientenkollektiven.

Die posturale Stabilität wurde dabei mittels verschiedener Methoden quantifiziert. Zum Einsatz kamen unter anderem:

- Die Berg Balance Scale (Kim et al. 2014, Rojhani-Shirazi et al. 2015)
- Der Star Excursion Balance Test (Briem et al. 2011, Bicici et al. 2012, Nunes et al. 2013, Nakajima und Baldrige 2013)
- Das Balance Error Scoring System (Jackson 2016, Lee und Lee 2017)
- Kraftmessplatten (Cortesi et al. 2011, Semple et al. 2012, Fayson et al. 2013, Rojhani-Shirazi et al. 2015, Lins et al. 2016, Correia et al. 2016, Cavanaugh et al. 2016, Wilson et al. 2016, Bailey und Firth 2016, Hosp et al. 2018, Abbasi et al. 2018) sowie
- Das Posturomed (Kovacs 2010)

Im Rahmen eines narrativen Reviews von Wegerhoff und Kollegen kommen die Autoren zu dem Schluss, dass unter bestimmten Bedingungen ein positiver Einfluss einer kinesiologytapes festgestellt werden kann. Betrachtet wurden insgesamt 17 verschiedenen Studien, die den Einfluss von kinesiologytapes auf das Gleichgewicht von gesunden Probanden untersuchten (Wegerhoff et al. 2018). So konnte die durch körperliche Aktivität verursachte Verschlechterung der posturalen Kontrolle (Steinberg et al. 2016) durch die Tapeapplikation gemildert werden (Hosp et al. 2017, Hosp et al. 2018). Weiterhin scheint es insbesondere unter fordernden Messbedingungen wie dem Stehen auf weichem Untergrund oder bei Messungen mit geschlossenen Augen zu einer Verbesserung zu kommen (Silva und Cruz 2015, Lee und Lee 2017). Bei der Untersuchung von Rugbyspielern zeigte sich

für alle Spieler eine Verbesserung mit Tape, wobei hier insbesondere Spieler mit schlechter posturaler Kontrolle von der Applikation profitierten (Semple et al. 2012). Für gesunde Probanden gemessen auf dem Posturomed konnte ebenfalls eine Verbesserung gezeigt werden, welche jedoch einer klassischen Tapeanlage um das Sprunggelenk nicht überlegen war (Kovacs 2010).

Demgegenüber stehen jedoch verschiedenste Untersuchungen, welche keinen Effekt zeigen konnten (Fayson et al. 2013, Nunes et al. 2013, Lins et al. 2013, Shields et al. 2013, Lins et al. 2016, Correia et al. 2016, Cavanaugh et al. 2016, Bailey und Firth 2016, Wilson et al. 2016, Koblauch et al. 2018).

Bei der Untersuchung von Patienten mit bereits eingeschränkter posturaler Kontrolle, wie z.B. Patienten nach Schlaganfall oder mit bestehender oberer Sprunggelenksinstabilität, kommt es ebenfalls zu keinen eindeutigen Ergebnissen. Kim et al. (2014) konnten keine Verbesserung bei Schlaganfallpatienten feststellen, wohingegen Yazici und Kollegen (2015) bei einem ähnlichen Patientenkollektiv insbesondere bei eingeschränkten visuellen Informationen und bewegtem Untergrund einen Effekt messen konnten. Rojhani-Shirazi et al. (2015) konnten eine Verbesserung der Werte der BBS, jedoch nicht der erhobenen COP Werte feststellen.

Bei Patienten mit chronischer Sprunggelenksinstabilität zeigte sich sowohl direkt nach Applikation als auch 72h nach Entfernen des Tapes noch ein messbarer Effekt (Jackson 2016). Außerdem kam es in einer weiteren Untersuchung zu einem subjektiv erhöhten Stabilitätsgefühl nach Applikation (Briem et al. 2011). Demgegenüber stehen jedoch die Ergebnisse von Bicici et al. (2012), welche bei Basketballern mit chronischer Sprunggelenksinstabilität keinerlei positiven Effekt feststellen konnten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Wirkung von kinesiologischen Tapeanlagen auf die posturale Kontrolle aufgrund der verschiedenen Studienergebnisse noch nicht klar gezeigt werden konnte. Unter bestimmten Bedingungen scheint es jedoch zu einem positiven Effekt zu kommen.

4 Fragestellungen und Ziele der Arbeit

Grundlegende Arbeiten konnten bereits die spezifischen Eigenschaften des als Therapie- und Präventionsgerät eingesetzten Posturomed beschreiben und seinen Nutzen als Messinstrument belegen. In dieser Arbeit soll das Posturomed als Messinstrument weitergehend untersucht werden.

Kinesiologischen Tapeanlagen werden vielfältige positive Effekte auf den menschlichen Körper zugesprochen. Die aktuell veröffentlichten wissenschaftlichen Untersuchungen sind jedoch bzgl. der postulierten Effekte geteilter Meinung. Als weiteres Ziel dieser Arbeit sollen daher die postulierten Effekte auf die Propriozeption und somit auch auf das Gleichgewicht näher untersucht werden.

Dazu wurden folgende Fragestellungen formuliert:

1. Welche verschiedenen Schwierigkeitsgrade lassen sich bei Messungen auf dem Posturomed identifizieren?
2. Kann mithilfe einer Visuellen Analogskala die subjektiv empfundene Schwierigkeit analog zu den objektiv erhobenen Werten ermittelt werden?
3. Welchen Einfluss hat das jeweilige Standbein bei Messungen im Einbeinstand?
4. Korrelieren die erhobenen Messwerte zwischen zwei verschiedenen Messterminen?
5. Welchen Einfluss hat eine kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk auf die erhobenen Parameter?
6. Welchen Einfluss hat eine kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk auf die erhobenen Parameter bei Betrachtung verschiedener Subgruppen?

5 Methodik

5.1 Posturomed

Vorn und an den Seiten des Posturomed befinden sich Eisenbügel, an denen sich die Probanden oder Patienten im Falle eines drohenden Gleichgewichtsverlustes bzw. Sturzes festhalten können. Damit Messungen auf einem Bein stehend leichter durchgeführt werden konnten, wurde ein Teil dieser Vorrichtung an der Vorderseite des Posturomed entfernt (vgl. Abbildung 2, S.18 mit Abbildung 11 S.34). Die Stabilität des Gestells und die Sicherheit der Probanden waren jedoch weiterhin zu jedem Zeitpunkt gegeben.

5.2 Kraftmessplatte

Verwendet wurde die mobile Druckverteilungs-Messplattform PDM-S der Firma Zebris. Diese Kraftmessplatte zeichnet mit einer Frequenz von 200 Hz mittels eigener Messsoftware WinPDMS v.1.2.1 über zehn Sekunden den zeitlichen Verlauf des Mittelpunktes der Bodenreaktionskraft (COP) auf. Daraus errechnet die Software den Gesamtweg des COP, die mittlere Geschwindigkeit (COP Geschwindigkeit) und eine Vertrauensellipse. Da der Gesamtweg des COP und die COP Geschwindigkeit bei gleicher Messlänge direkt arithmetisch miteinander verbunden sind (Raymakers et al. 2005) und Vertrauensellipsen, wie in der Einleitung erwähnt, der COP Geschwindigkeit unterlegen sind, wurde von allen drei ausgegebenen Werten nur die mittlere Geschwindigkeit des COP in die Auswertung miteinbezogen.

5.3 Visuelle Analogskala

Zusätzlich zu den erhobenen Messwerten der Kraftmessplatte wurde nach jeder Messung mithilfe einer Visuellen Analogskala die subjektiv empfundene Schwierigkeit der vorhergehenden Messung erfragt. Dazu wurde ein modifizierter Schmerzskala-Messschieber (s. Abbildung 5) verwendet. Dieser Messschieber enthielt außer dem Minimal- („Keine Anforderung“) und dem Maximalwert („Stärkste Anforderung“) keine für die Probanden sichtbare Einteilung.

Nach Einstellung des Messschiebers durch den Probanden kann auf der Rückseite der eingestellte Wert auf einer Skala von 0 – 100 durch den Untersucher abgelesen werden (s. Abbildung 6).

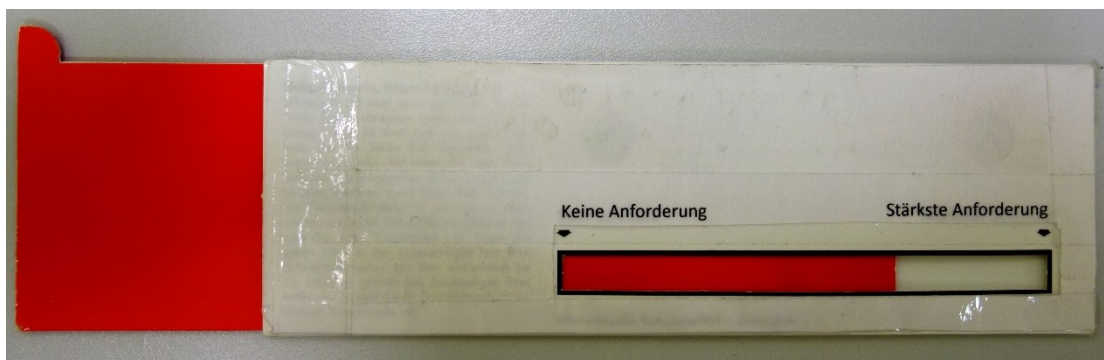


Abbildung 5, Messschieber VAS, Probandenseite



Abbildung 6, Messschieber VAS, Untersucherseite, ein Strich entspricht einer Einheit der VAS, hier exemplarisch angegebener Wert von 68

5.4 Fallzahlplanung

Im Vorfeld der eigentlichen Probandenmessungen wurden sechs Probanden unter den unten genannten Messbedingungen im Zeitraum vom 04.04.2017 bis zum 28.04.2017 untersucht. Anhand der erhobenen Messwerte wurde eine Fallzahlplanung durchgeführt. Als zu bestätigende Mindestzielgröße wurde eine dreistufige Schwierigkeitsabstufung angesetzt, womit eine Mindestprobandenzahl von $n = 37$ ermittelt wurde. Die erhobenen Messwerte der Fallzahlplanung wurden nicht in die Endauswertung miteinbezogen. Das gesamte Vorgehen wurde durch einen Biometriker des Instituts für Medizinische Statistik, Informatik und Datenwissenschaften (IMSID) des Universitätsklinikums Jena verifiziert und aus biometrischer Sicht als zulässig bewertet.

5.5 Probanden

Insgesamt wurden 38 Probanden (17 Männer und 21 Frauen) über Mundpropaganda und Aushänge akquiriert und in die Untersuchung eingeschlossen. Eine Vergütung für die Teilnahme an der Untersuchung erfolgte nicht. Gemäß Randomisierungsschema (s. Abbildung 9, S.31) wurden 18 Probanden (6 Männer und 12 Frauen) in Gruppe A und 20 Probanden (11 Männer und 9 Frauen) in Gruppe B eingeteilt. Alter, Körpergröße und Gewicht sowie ermittelte bzw. berechnete Minimal- und Maximalwerte, Mittelwerte und Mediane können Tabelle 1 entnommen werden.

Tabelle 1, Alter-, Größen- und Gewichtsverteilung der Gruppen

		Min	Max	Mittelwert	Median
Gesamt (n=38)	Alter (Jahre)	20	32	25,3	24,5
	Größe (cm)	158,0	192,0	174,4	172,4
	Gewicht (kg)	47,6	100,1	68,7	69,1

Gruppe A (n=18)	Alter (Jahre)	21	32	25,2	24
	Größe (cm)	158,0	192,0	172,9	171,1
	Gewicht (kg)	53,2	93,9	65,0	59,0

Gruppe B (n=20)	Alter (Jahre)	20	31	25,4	25
	Größe (cm)	159,2	188,8	175,8	178,4
	Gewicht (kg)	47,6	100,1	72,1	73,3

5.5.1 Einschlusskriterien

Alle Personen im Alter von mindestens 18 Jahren und maximal 45 Jahren konnten in die Untersuchung miteinbezogen werden.

5.5.2 Ausschlusskriterien

Vor Beginn der Datenerhebung wurden folgende Ausschlusskriterien festgelegt:

1. Klinisch relevante (vom Patienten als manifest beschriebene) chronische Instabilität der Sprung- und Kniegelenke
2. Benutzen von Orthesen
3. Schwere Verletzungen des Bewegungsapparats in den letzten 6 Wochen
4. Bekannte neurologische Grunderkrankung
5. Bekannte, mittels Brille nicht korrigierbare, Sehstörung
6. Bekannte Gleichgewichtsstörung und/oder Innenohrerkrankung
7. Vorausgegangene Benutzung einer kinesiologischen Tapeanlage an der unteren Extremität

5.6 Kinesiologische Tapeanlage

Jeder Proband erhielt je nach Gruppeneinteilung an einem der zwei Messtermine eine kinesiologische Tapeanlage an beiden Sprunggelenken. Verwendet wurde dafür „NASARA Original Kinesiology Tape“ (PZN 1164525) in den Farben rosa, hellblau und hautfarben. Der Untersucher ist durch erfolgreiche Absolvierung des Kurses „Kinesiologische Tapeanlage – funktionelle Verbände“ des Ärzteseminars Berlin (ÄMM – ein Seminar innerhalb der Deutschen Gesellschaft für Manuelle Medizin) geschult und erfahren in der Anlage von kinesiologischen Tapeanlagen.



Abbildung 7, modifizierte kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk

Bei der Anlage handelte es sich um eine modifizierte Sprunggelenksanlage nach Kumbrink (s. Abbildung 7) (Kumbrink 2012). Die Modifikation bestand darin, die – wie sonst üblichen – Tapes mit maximaler Vordehnung um das Sprunggelenk wegzulassen, um somit rein stabilisierende Effekte möglichst auszuschließen und etwaige Propriozeption verbessernde Effekte isoliert messen zu können. Die entsprechende halbe Achtertour wurde gemäß den Vorgaben geklebt. Dazu wurde das Tape in einer halben Achtertour um das Sprunggelenk gelegt und vom oberen lateralen Malleolus zum anderen medialen Malleolus abgemessen. Der Fuß befindet sich dabei in Neutral-Nullposition. Die Basis wurde spannungsfrei an der

Fußsohle auf Höhe des Überganges von Fußwurzel zu Mittelfuß aufgeklebt. Dann wurde zunächst der laterale Schenkel mit ca. 70% Zug befestigt, sodass das Tapeende ungefähr eine Handbreit über dem medialen Malleolus endet. Abschließend wurde der mediale Schenkel entsprechend dem lateralen geklebt. Die Tapeenden wurden dehnungsfrei aufgeklebt. Die Farbe des Tapes durften sich die Probanden nach persönlicher Präferenz aussuchen.

5.7 Versuchsaufbau und -durchführung

Alle Messungen wurden im gleichen Raum im Institut für Physiotherapie im Universitätsklinikum Jena im Zeitraum vom 12.05.2017 bis zum 18.12.2017 durchgeführt. Dabei wurden alle Messungen durch den gleichen Untersucher durchgeführt.

Vor jeder Messung wurde das Posturomed auf korrekte Federeinstellung (alle Sperren gelöst) sowie Position im Raum überprüft. Die Kraftmessplatte wurde in die vorgesehene Position auf dem Posturomed gelegt (s. Abbildung 8) und dann mithilfe des Messprogramms kalibriert. Die korrekte und konstant gleiche Position der Messplatte wurde durch feste Markierungen auf dem Posturomed gewährleistet.

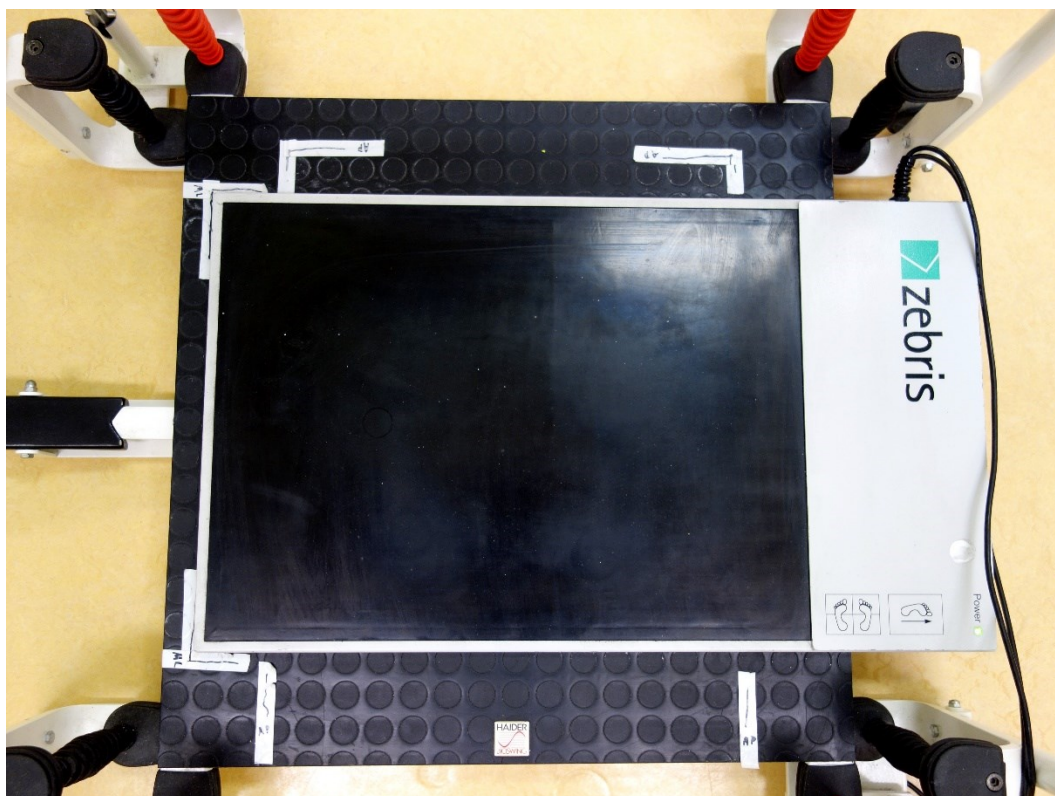


Abbildung 8, Lage der Kraftmessplatte auf dem Posturomed mit entsprechenden Markierungen

Vor Beginn der Messungen wurde jeder Proband mithilfe von sealed envelope (Sealed-Envelope-Ltd 2017) randomisiert und in eine von zwei Gruppen eingeteilt. Gruppe A erhielt am zweiten und Gruppe B erhielt am ersten Termin die kinesiology Tapeanlage um das Sprunggelenk. Der jeweils andere Messtermin wurde ohne Tape absolviert. Dieses Crossover-Design (s. Abbildung 9) wurde gewählt um den Effekt der kinesiology Tapeanlage von etwaigen Periodeneffekten trennen zu können (Wellek und Blettner 2012).

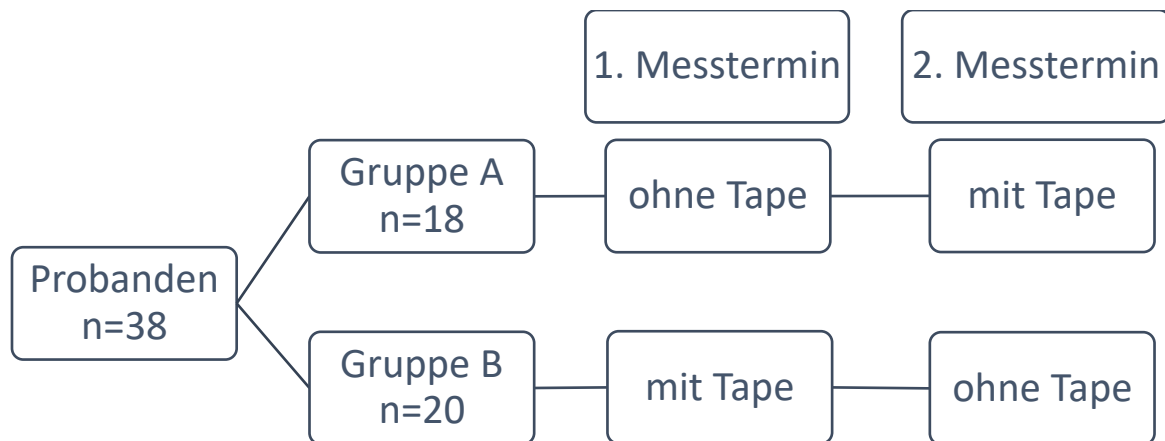


Abbildung 9, Schema Crossover-Design

Zusätzlich wurden vor dem ersten Messtermin das Gewicht und die Körpergröße jedes Probanden bestimmt. Außerdem wurden Alter, Händigkeit, sowie mit der Frage: „Mit welchem Bein schießen Sie einen Ball?“ das dominante Bein des Probanden bestimmt (Paillard und Noe 2015, Wilson et al. 2016, Hosp et al. 2018). Vor jedem Messtermin wurde zusätzlich erfragt, ob eines der Ausschlusskriterien vorliegt. Jeder Proband wurde vor der ersten Messung über den Ablauf aufgeklärt und gab seine schriftliche Einwilligung zur Teilnahme an der Untersuchung. Eine Einwilligung zur Durchführung der Messungen wurde von der Ethik-Kommission des Universitätsklinikums Jena erteilt (Bearbeitungs-Nr. 4409-04/15).

Jeder Proband durchlief am Messtermin verschiedene Messungen in den folgenden sechs Ausgangspositionen:

1. Beidbeinig stehend, Augen geschlossen
2. Beidbeinig stehend, Augen geöffnet
3. Auf dem dominanten Bein stehend, Augen geöffnet
4. Auf dem dominanten Bein stehend, Augen geschlossen
5. Auf dem nichtdominanten Bein stehend, Augen geöffnet
6. Auf dem nichtdominanten Bein stehend, Augen geschlossen

Jede dieser sechs Messungen wurde:

- a. Ohne Impuls
- b. Mit Impuls aus mediolateraler Richtung sowie
- c. Mit Impuls aus anteroposteriorer Richtung

durchgeführt. Daraus ergab sich eine Gesamtanzahl von 18 Messungen pro Messtermin.

Der Impuls wurde dadurch generiert, dass die Platte entweder an der linken Seite oder hinter dem Probanden um 0,5 cm ausgelenkt, arretiert und danach gelöst wurde. Je nach Standposition des Probanden entstand dadurch eine initiale Bewegung der Platte jeweils von links nach rechts bzw. von posterior nach anterior.

An den in Blickrichtung liegenden Wänden war auf Augenhöhe jeweils ein Punkt mit einem Durchmesser von 4 cm angebracht. Die Probanden wurden aufgefordert während der Messsituationen mit offenen Augen diesen Punkt zu fixieren.

Die Reihenfolge der Messungen wurde mithilfe von sealed envelope (Sealed-Envelope-Ltd 2017) randomisiert, um den Effekt von eventuell auftretenden Gewöhnungs- und/oder Ermüdungseffekten am Messtermin vorzubeugen. Aus Praktikabilitätsgründen wurden alle Messungen, die mit dem gleichen Parameter „Impuls“ durchgeführt werden sollten, als Messgruppe zusammengefasst. Sowohl die Reihenfolge der Messgruppen untereinander als auch die Reihenfolge der Einzelmessungen innerhalb dieser Gruppe waren zufällig (s. Abbildung 10). Dadurch konnte die Anzahl der Umlegevorgänge der Kraftmessplatte minimiert und der Versuchsaufbau effizienter gestaltet werden. Die korrekte Reihenfolge der Messungen wurde durch vorgefertigte Messbögen gewährleistet.

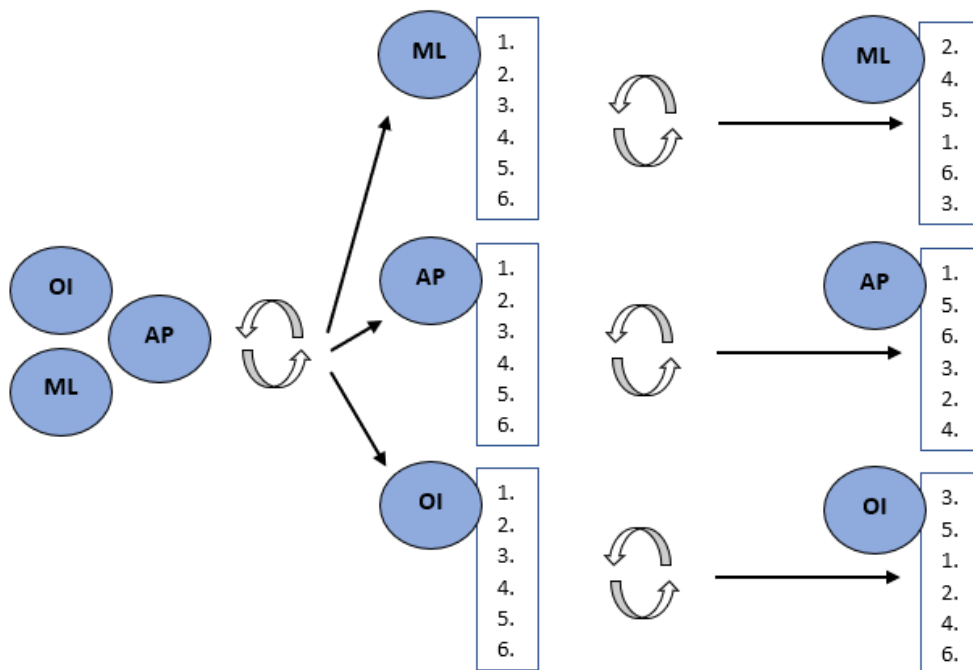


Abbildung 10, Randomisierung der Reihenfolge der Einzelmessungen am Messtermin, AP = Impuls aus anteroposteriorer Richtung, ML = Impuls aus mediolateraler Richtung, OI = Messung ohne Impuls

Die Probanden wurden vor Messbeginn aufgefordert möglichst zehn Sekunden lang das Gleichgewicht und die Plattform möglichst ruhig zu halten. Alle Probanden waren zum Zeitpunkt der Messung barfuß und hatten kurze Sportkleidung an. Bei den Messungen im beidbeinigen Stand sollten die Füße etwa hüftbreit auseinander stehen sowie die Arme locker hängengelassen werden. Bei den Messungen im einbeinigen Stand, wurden die Probanden aufgefordert das andere Bein leicht gebeugt zu halten (s. Abbildung 11). Vor jeder Messung wurden die Probanden gebeten in die korrekte Ausgangsposition zu gehen, woraufhin die Datenaufzeichnung ohne Ankündigung gestartet wurde. Ausgleichsbewegungen mit den Armen und dem nicht belasteten Bein waren während der Messung gestattet. Nach zehnssekündiger erfolgreicher Datenaufzeichnung wurde das Messende für den Probanden mit den Worten „Die Messung ist beendet“ angezeigt.

Vor Beginn jedes Messtermins durften sich die Probanden mit einer Testmessung an die Versuchsbedingungen gewöhnen. Wenn es die Gruppeneinteilung vorsah, wurde zusätzlich vor der ersten Messung die kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk angebracht.



Abbildung 11, beidbeinige sowie einbeinige Ausgangsposition auf dem Posturomed

Als Versuchsabbruch wurde gewertet:

- a. Absichtliches Berühren des Stahlgestells
- b. Aufsetzen des anderen Fußes auf der Kraftmessplatte
- c. Verlassen der Kraftmessplatte
- d. Öffnen der Augen bei eigentlich geschlossenen Augen sowie
- e. Verlust des Gleichgewichts vor Ablauf der 10 Sekunden

Jeder Proband hatte jeweils drei Versuche für jede Einzelmessung. Bei dreimaligem Scheitern wurde die Messung als nicht bestanden gewertet und zur nächsten Messung übergegangen. Die Anzahl der benötigten Versuche bzw. ein endgültiger Messabbruch wurden entsprechend notiert. Aufgezeichnete Daten von Messabbrüchen wurden verworfen und nicht in die Auswertung miteinbezogen.

Der zweite Messtermin wurde nach einem Zeitraum von zwei bis drei Wochen durchgeführt um etwaige Lerneffekte möglichst auszuschließen (Bös 2017).

5.8 Ordnung der Messungen nach vermuteter Schwierigkeit

Unter der Annahme, dass Messungen mit beiden Beinen leichter als einbeinige Messungen (Donath et al. 2012), Messungen mit geöffneten Augen leichter als mit geschlossenen Augen (Donath et al. 2012, Tomomitsu et al. 2013), sowie Messungen ohne Störimpuls leichter als mit Impuls sind, wurden die 18 verschiedenen Messsituationen gemäß ihrer vermuteten Schwierigkeit geordnet (s. Abbildung 12). Für die Einordnung wurde des Weiteren berücksichtigt, dass Störimpulse aus ML-Richtung schwieriger zu bewältigen sind, als Störimpulse aus AP-Richtung (Muller et al. 2004).

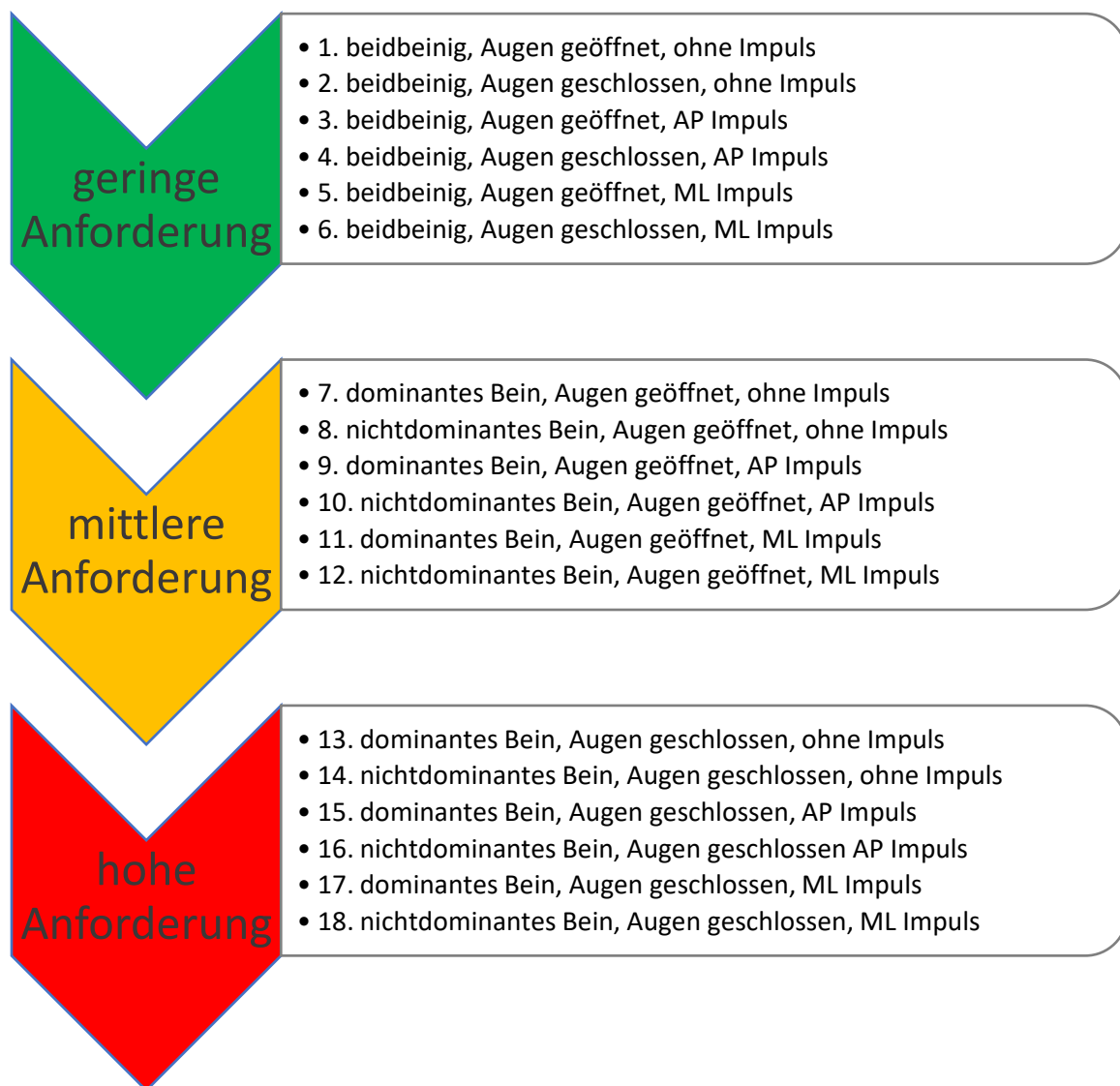


Abbildung 12, Ordnung der Messungen nach vermuteter Anforderung und Schwierigkeit

Das zur Rangfolgenbildung vorangestellte erste Ordnungskriterium war, ob die Messung auf einem Bein stehend oder beidbeinig stehend durchgeführt wird. Für die beidbeinig durchgeführten Messungen wurde dann zunächst das Kriterium Impuls und schließlich der Öffnungszustand der Augen als maßgeblich für die weitere Abstufung betrachtet. Für die einbeinig durchgeführten Messungen wurde eine umgekehrte Wertigkeit angesetzt. Dies gründet sich auf die Tatsache, dass bei einer größeren Unterstützungsfläche, wie z.B. im beidbeinigen Stand, der Einfluss von visuellen Informationen geringer eingeschätzt wird als bei kleineren Flächen, wie z.B. im einbeinigen Stand (Day et al. 1993).

5.9 Statistische Verfahren

Zur statistischen Auswertung wurde IBM SPSS Statistics 24 verwendet.

5.9.1 Statistische Testverfahren

Um die Schwierigkeitsabstufung zu vereinfachen, wurde der Intraklassen-Korrelations-Koeffizient (Modell: zweifach-gemischt; Typ: Konsistenz) für die jeweils, in Bezug auf Augen und Impuls, gleichen einbeinig durchgeführten Messungen berechnet. Für die erhobenen Werte der VAS wurde ebenfalls der ICC als Sonderform des gewichteten Kappas gebildet (Fleiss und Cohen 1973).

Zur Überprüfung eines signifikanten Unterschiedes zwischen den benachbarten Schwierigkeitsgraden wurde der gepaarte t-Test für die Werte der COP Geschwindigkeit und der Vorzeichen-Test für die Werte der VAS verwendet.

Zur Überprüfung der Korrelation der Messwerte zwischen dem ersten und zweiten Messtermin wurde das Vorliegen einer Normalverteilung über das Erstellen eines Histogramms überprüft. Für die COP Geschwindigkeit wurde dann der Spearman-Rho-Korrelationskoeffizient sowie für die Werte der VAS der Kendalls-Tau-Korrelationskoeffizient bestimmt. Zur Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität zwischen den beiden Messterminen, wurde zusätzlich der Intraklassen-Korrelations-Koeffizient (Modell: zweifach-gemischt; Typ: absolute Übereinstimmung) bestimmt.

Zur Analyse der Unterschiede der Messwerte zwischen dem dominanten und nichtdominanten Bein wurden für die COP Geschwindigkeit der gepaarten t-Teste und für die Werte der VAS der Vorzeichen-Test durchgeführt. Um die Anzahl der Versuche bzw.

Messabbrüche bezogen auf das dominante bzw. nichtdominante Bein hinsichtlich eines Unterschiedes untersuchen zu können wurde ebenfalls der Vorzeichen-Test benutzt.

Für Untersuchungen der posturalen Kontrolle wird die zusätzliche Angabe von Effektmaßen empfohlen (Zemkova 2014). Aus diesem Grund wurden zusätzlich die Effektmaße des verbundenen t-Tests nach Dunlap et al. (1996) und die Effektmaße des Vorzeichen-Tests nach Fritz et al. (2012) berechnet.

Um den Effekt der kinesiologischen Tapeanlage bezogen auf die Werte der COP Geschwindigkeit zu bestimmen, wurde ein gemischt lineares Modell angewendet. Als feste Effekte wurden die Probandengruppe, die kinesiologische Tapeanlage sowie der Messtermin festgelegt. Die zufälligen Effekte wurden mit den Probanden innerhalb der jeweiligen Probandengruppe modelliert. Zusätzlich zur Gesamtanalyse aller Messungen wurde anschließend eine Subgruppenuntersuchung durchgeführt. Dabei wurde überprüft ob bei den Messungen mit geöffneten oder geschlossenen Augen, Messungen mit oder ohne Impuls sowie einbeinigen und beidbeinigen Messungen ein Effekt der Tapeanlage zu ermitteln war. Auf eine Analyse der Werte der VAS mithilfe eines gemischt linearen Modells musste verzichtet werden, da das Kriterium der Rationalskala nicht erfüllt ist.

6 Ergebnisse

6.1 Schwierigkeitsgrade

Abbildung 13 zeigt die jeweiligen Boxplots aus den ermittelten Werten der Kraftmessplatte für die COP Geschwindigkeit aller Probanden. Die Werte sind aufgeteilt nach der jeweiligen Messsituation und anhand der in Kapitel 5.8 geschilderten vermuteten Schwierigkeit von links nach rechts geordnet.

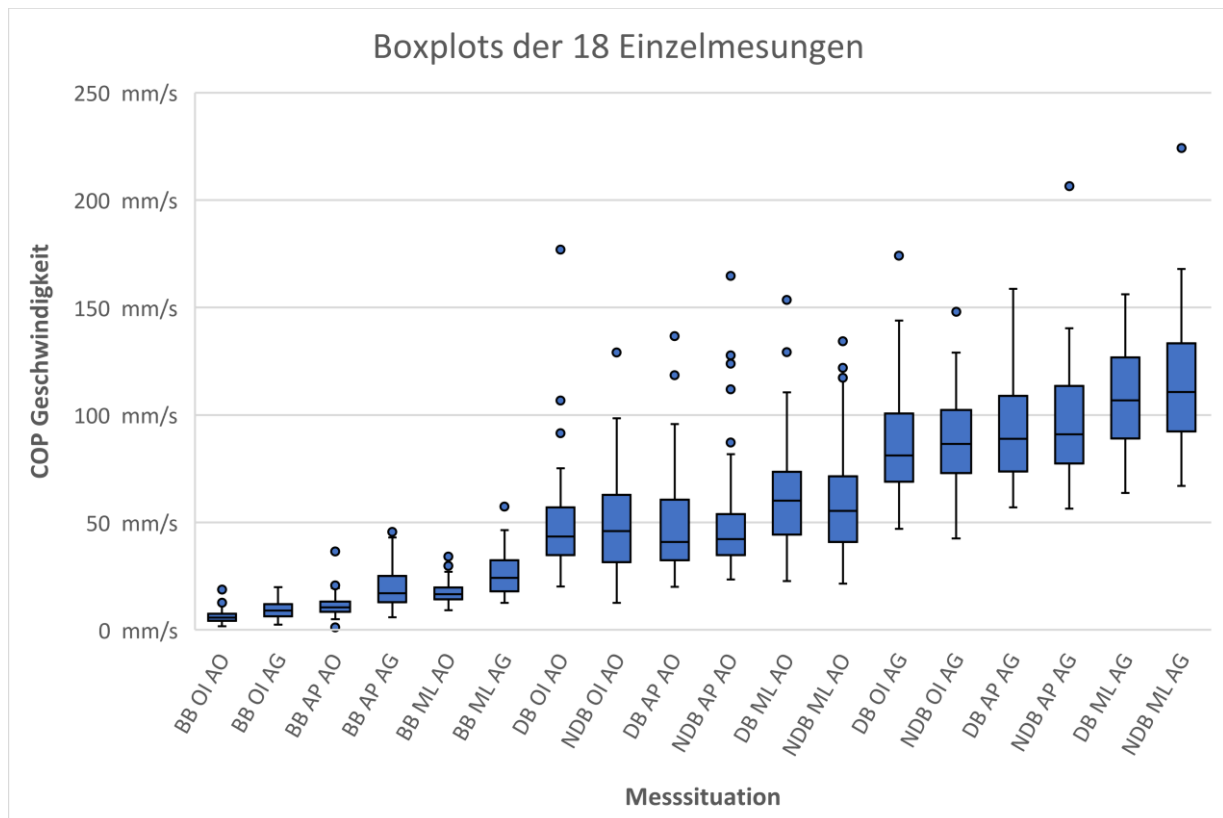


Abbildung 13, Boxplots der COP Geschwindigkeit Messwerte der 18 Einzelmessungen. Geordnet nach vermuteter Schwierigkeit. BB: beidbeinig, DB: dominantes Bein, NDB: nichtdominantes Bein, OI: ohne Impuls, ML: ML Impuls, AP: AP Impuls, AO: Augen geöffnet, AG: Augen geschlossen

6.1.1 Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten

Für die die einbeinig durchgeführten Messungen wurden die ICCs zwischen den Messungen des dominanten und nichtdominanten Beins, bei jeweils gleichem Impuls und Öffnungszustand der Augen, gebildet. Es wurden die ICCs der COP Geschwindigkeit und VAS sowohl anhand der Einzel- als auch der Durchschnittswerte gebildet. Die Ergebnisse mit Angabe der 95 % Konfidenzintervalle sind in Tabelle 2 aufgelistet. Signifikante Ergebnisse mit einem p-Wert kleiner 0,05 wurden mit einem Asterisk markiert. -

*Tabelle 2, ICCs der einbeinig durchgeführten Messungen für die COP Geschwindigkeit und VAS anhand der Einzel- und Durchschnittswerte, * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$*

	Maße	ICC COP Geschw. (95% KI)	p-Wert	ICC VAS (95% KI)	p-Wert
Augen geöffnet, ohne Impuls	Einzel	0,49 (0,29 - 0,64)	<0,001*	0,67 (0,52 - 0,78)	<0,001*
	Durchschn.	0,65 (0,45 - 0,78)	<0,001*	0,80 (0,69 - 0,87)	<0,001*
Augen geöffnet, AP Impuls	Einzel	0,70 (0,56 - 0,80)	<0,001*	0,64 (0,49 - 0,76)	<0,001*
	Durchschn.	0,82 (0,72 - 0,89)	<0,001*	0,78 (0,66 - 0,86)	<0,001*
Augen geöffnet, ML Impuls	Einzel	0,59 (0,42 - 0,72)	<0,001*	0,55 (0,37 - 0,69)	<0,001*
	Durchschn.	0,74 (0,59 - 0,84)	<0,001*	0,71 (0,54 - 0,81)	<0,001*
Augen geschlossen, ohne Impuls	Einzel	0,61 (0,36 - 0,79)	<0,001*	0,60 (0,43 - 0,72)	<0,001*
	Durchschn.	0,76 (0,50 - 0,88)	<0,001*	0,75 (0,60 - 0,84)	<0,001*
Augen geschlossen, AP Impuls	Einzel	0,18 (-0,22 - 0,52)	0,187	0,54 (0,36 - 0,68)	<0,001*
	Durchschn.	0,30 (-0,56 - 0,69)	0,187	0,70 (0,53 - 0,81)	<0,001*
Augen geschlossen, ML Impuls	Einzel	0,64 (0,20 - 0,87)	0,005*	0,48 (0,29 - 0,64)	<0,001*
	Durchschn.	0,78 (0,33 - 0,93)	0,005*	0,65 (0,45 - 0,78)	<0,001*

6.1.2 Definition der zwölf verschiedenen Schwierigkeitsgrade

Aufgrund der ermittelten ICC (s. Tabelle 2) wurden die Messungen die einbeinig durchgeführt wurden zu einem Schwierigkeitsgrad zusammengefasst. Aus der in Abbildung 12 erstellten Rangfolge wurden dann die in Abbildung 14 ersichtlichen Schwierigkeitsgrade definiert. Abbildung 15 zeigt die entsprechenden Boxplots der definierten Schwierigkeitsgrade für die Messwerte der COP Geschwindigkeit. Für die Werte der einbeinig durchgeführten Messungen wurden dazu die jeweiligen Mittelwerte aus den zwei Einzelmessungen gebildet.

Erster Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geöffnet, ohne Impuls
Zweiter Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geschlossen, ohne Impuls
Dritter Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geöffnet, AP Impuls
Vierter Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geschlossen, AP Impuls
Fünfter Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geöffnet, ML Impuls
Sechster Schwierigkeitsgrad	•beidbeinig, Augen geschlossen, ML Impuls
Siebter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geöffnet, ohne Impuls
Achter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geöffnet, AP Impuls
Neunter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geöffnet, ML Impuls
Zehnter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geschlossen, ohne Impuls
Elfter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geschlossen, AP Impuls
Zwölfter Schwierigkeitsgrad	•einbeinig, Augen geschlossen, ML Impuls,

Abbildung 14, Definierte Schwierigkeitsgrade auf dem Posturomed

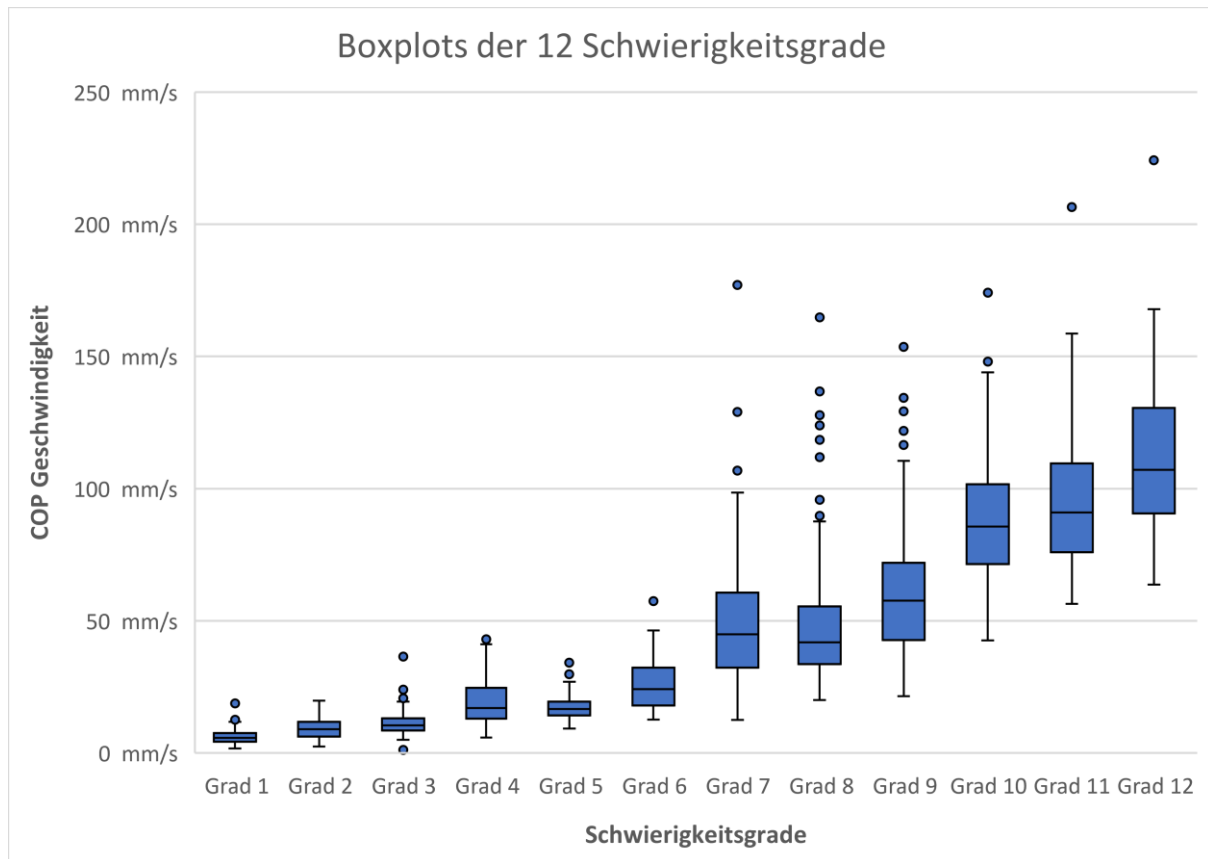


Abbildung 15, Boxplots der COP Geschwindigkeit Messwerte der 12 Schwierigkeitsgrade

6.1.3 Verteilung VAS Werte

Abbildung 16 zeigt für jeden definierten Schwierigkeitsgrad welche subjektiv empfundene Schwierigkeit über die VAS angegeben wurde. Die Größe des jeweiligen Punktes repräsentiert zusätzlich wie häufig der jeweilige Wert angegeben wurde. Weiterhin sind die jeweiligen Medianwerte der VAS eingezeichnet. In Abbildung 17 ist die absolute Häufigkeit der durch die Probanden angegeben Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit der VAS für alle Messsituationen dargestellt. In Abbildung 18 sind analog die Häufigkeiten der angegebenen VAS Werte für die ersten sechs definierten Schwierigkeitsgrade abgebildet. Die Anzahl der angegebenen VAS Werte für die Schwierigkeitsgrade 7 – 9 sowie 10 – 12 findet sich in Abbildung 19 bzw. Abbildung 20 wieder. Da diese den einbeinig durchgeführten Messungen entsprechen, wurde, wie für die Werte der COP Geschwindigkeit und unter Berücksichtigung der jeweiligen ICC, auch für die VAS Werte der Mittelwert aus den beiden Einzelmessungen gebildet. Für ordinalskalierte Daten ist die Bildung des Mittelwertes formal zwar unzulässig und der Median das geeignete Mittelmaß, jedoch sind Median und Mittelwert bei zwei berücksichtigten Werten arithmetisch gleich.

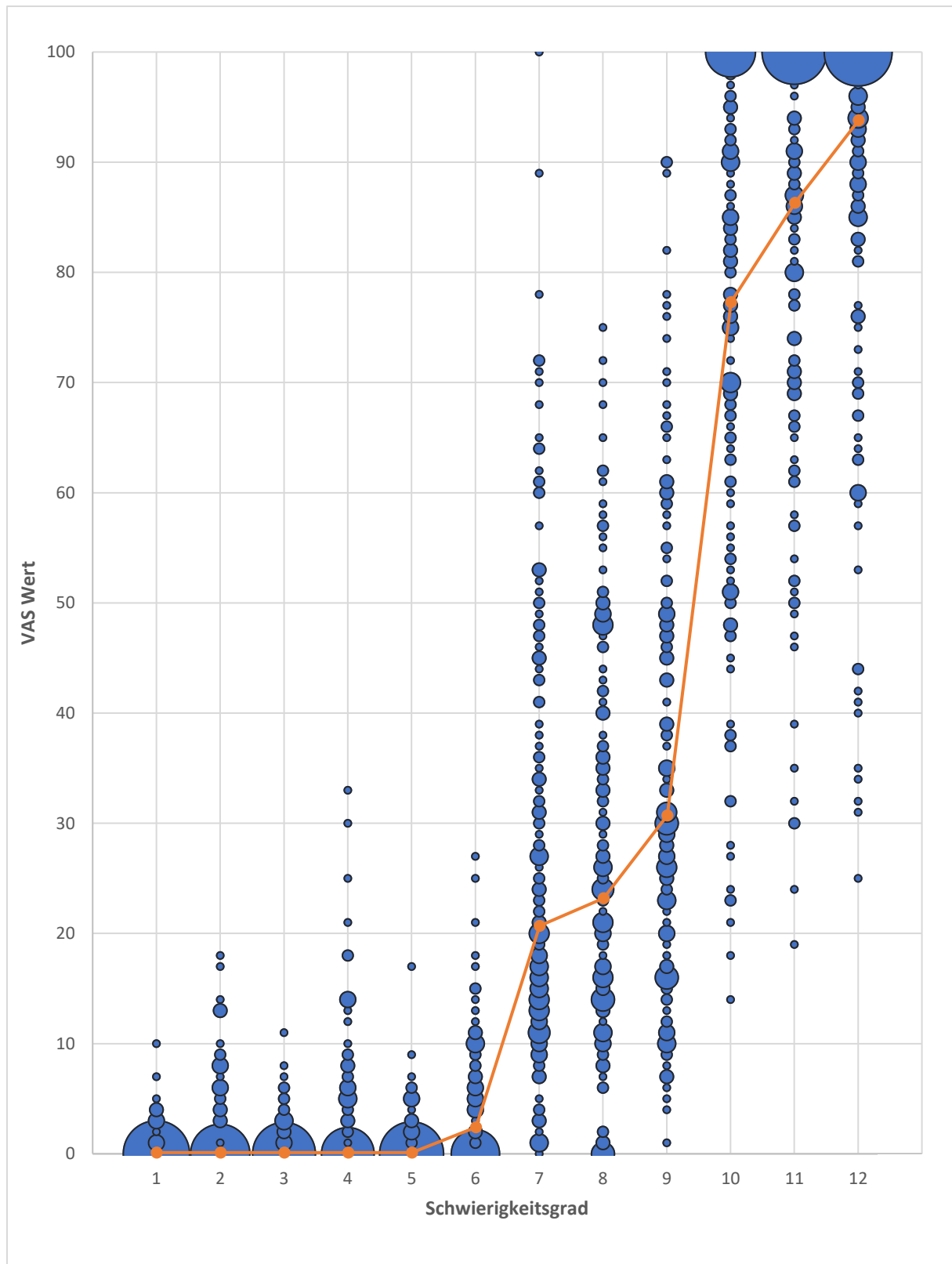


Abbildung 16, Angabe der subjektiv empfundenen Schwierigkeiten (VAS) im jeweiligen Schwierigkeitsgrad, die Größe des Punktes repräsentiert die Häufigkeit des angegebenen VAS Wertes. Orange Punkte repräsentieren den jeweiligen Medianwert des Schwierigkeitsgrades.

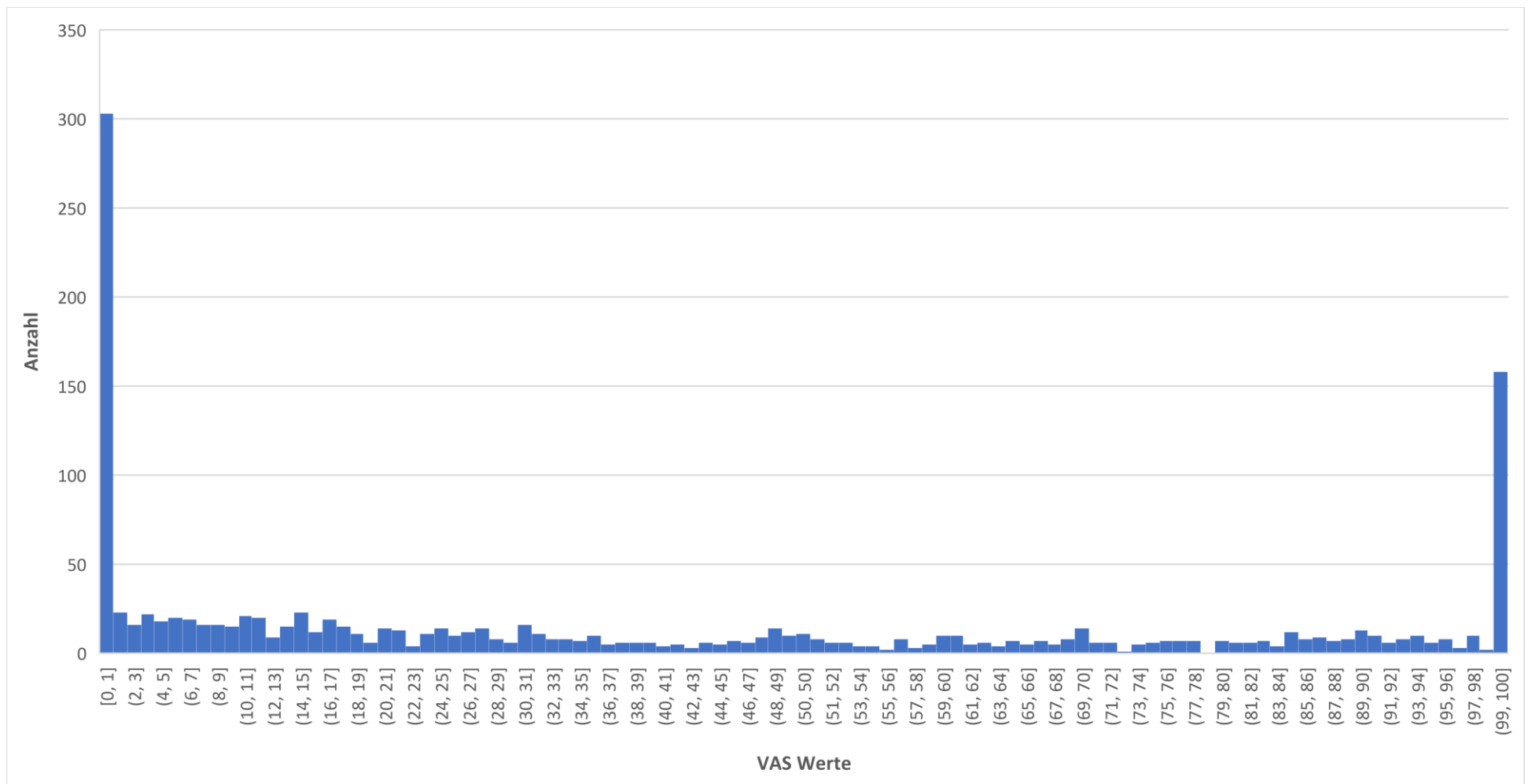


Abbildung 17, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) aller durchgeführten Messungen bzw. aller Schwierigkeitsgrade

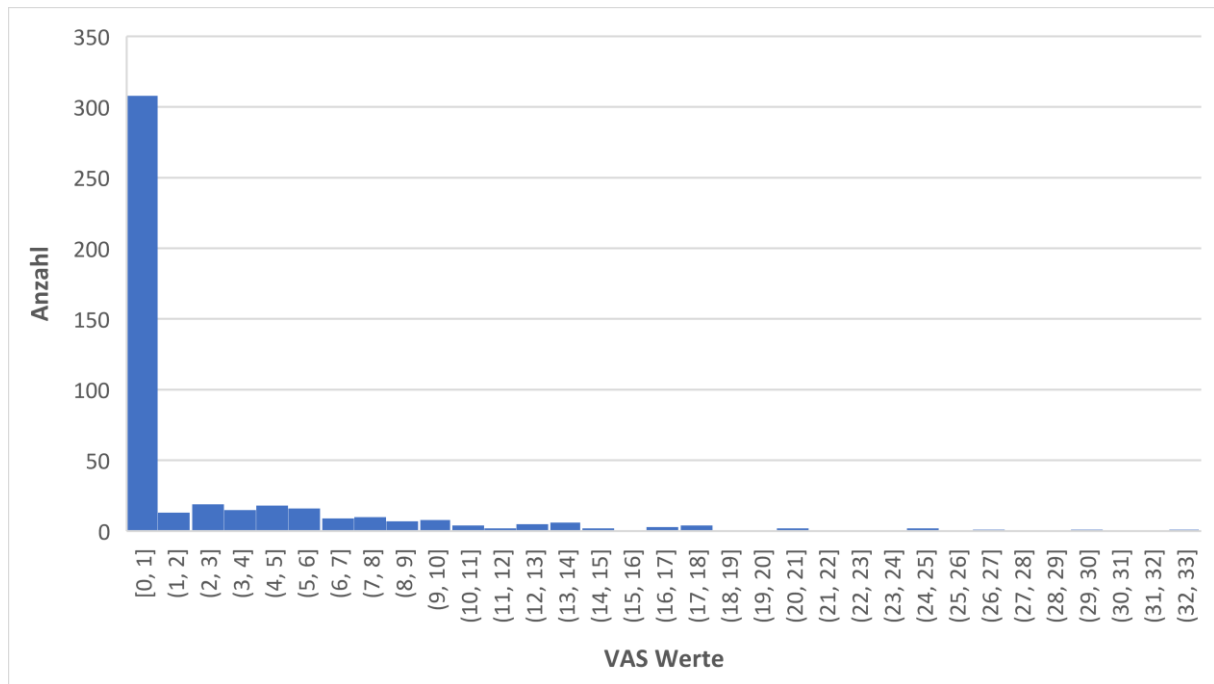


Abbildung 18, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 1 – 6 (beidbeinig durchgeführte Messungen)

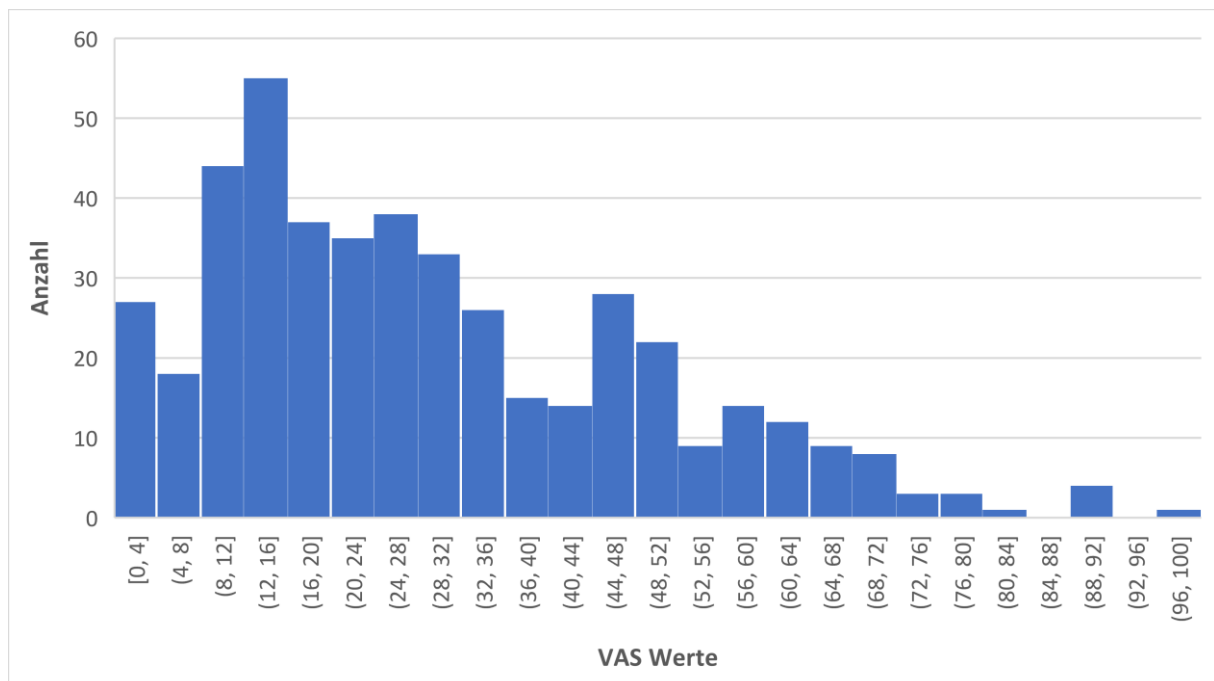


Abbildung 19, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 7 – 9 (einbeinig und mit geöffneten Augen durchgeführten Messungen)

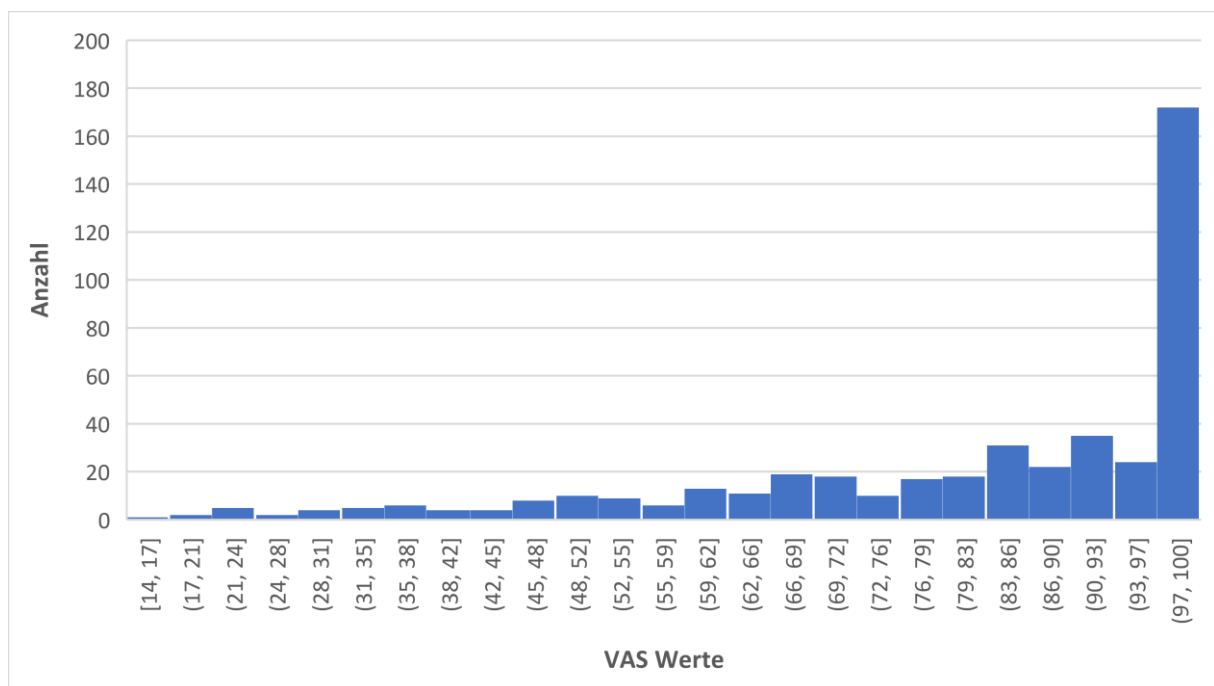


Abbildung 20, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 10 – 12 (einbeinig und mit geschlossenen Augen durchgeführten Messungen)

6.1.4 Anzahl der benötigten Versuche und Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad

Die in Abbildung 21 dargestellte Verteilung zeigt den prozentualen Anteil der Messungen mit Erfolg beim ersten, zweiten bzw. dritten Versuch sowie den prozentualen Anteil der Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad.

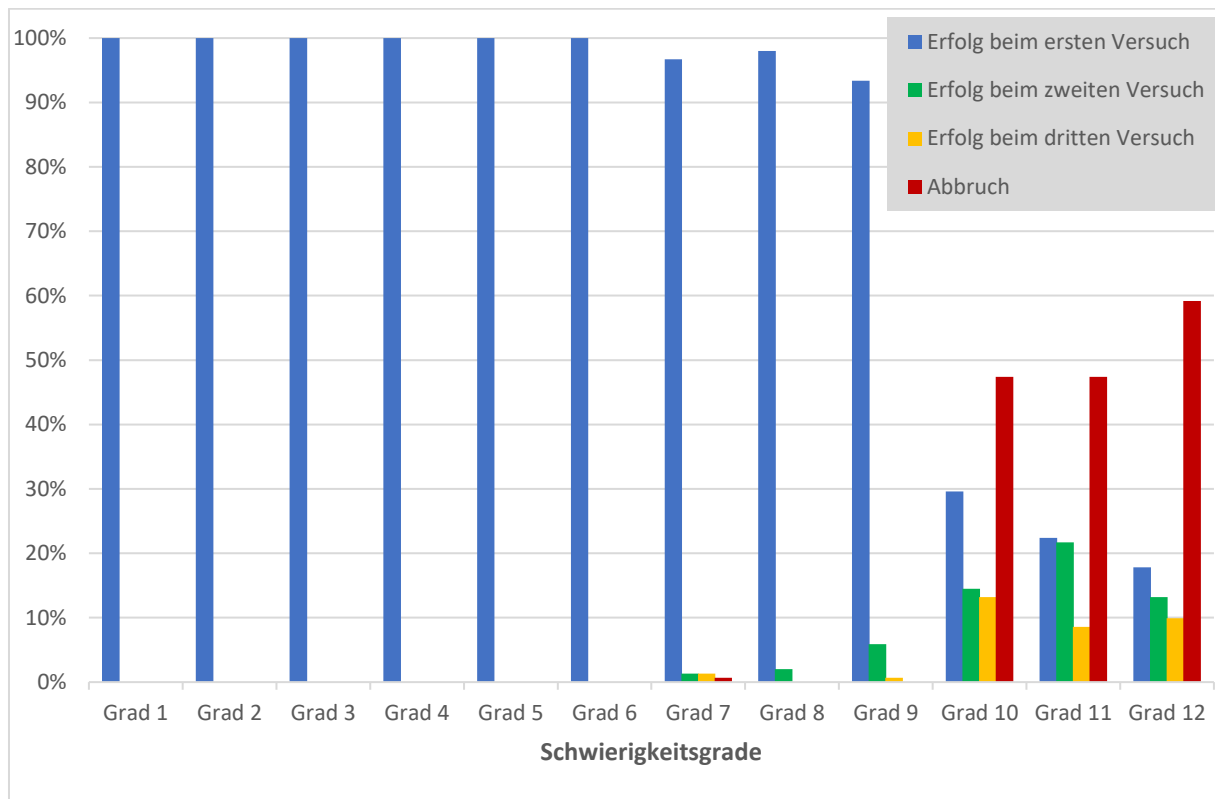


Abbildung 21, prozentualer Anteil der benötigten Versuche und Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad

6.1.5 Vergleich der Schwierigkeitsgrade

Tabelle 3 zeigt die Mittelwerte der Messwerte der COP Geschwindigkeit sowie die Mediane der VAS je nach Schwierigkeitsgrad. Für den Vergleich der jeweils aufeinanderfolgenden Schwierigkeitsgrade wurde für die COP Geschwindigkeit der gepaarte t-Test und für die VAS der Vorzeichentest angewendet. Jeweilige Ergebnisse sowie die daraus berechneten Effektmaße sind aus Tabelle 4 bzw. Tabelle 5 ersichtlich. Signifikante Ergebnisse mit einem p-Wert kleiner 0,05 wurden mit einem Asterisk markiert.

Tabelle 3, Mittelwerte der COP Geschwindigkeit und Median der VAS je nach Schwierigkeitsgrad

Schwierigkeitsgrad	MW COP Geschw., mm/s	Median VAS
Erster Schwierigkeitsgrad	6,17	0
Zweiter Schwierigkeitsgrad	9,60	0
Dritter Schwierigkeitsgrad	11,46	0
Vierter Schwierigkeitsgrad	19,81	0
Fünfter Schwierigkeitsgrad	17,61	0
Sechster Schwierigkeitsgrad	25,69	2,50
Siebter Schwierigkeitsgrad	49,37	20,75
Achter Schwierigkeitsgrad	49,33	23,25
Neunter Schwierigkeitsgrad	61,05	30,75
Zehnter Schwierigkeitsgrad	91,96	77,25
Elfter Schwierigkeitsgrad	96,20	86,25
Zwölfter Schwierigkeitsgrad	113,91	93,75

*Tabelle 4, Ergebnisse des verbundenen t-Tests für den Vergleich der jeweils benachbarten Schwierigkeitsgrade anhand der Werte der COP Geschwindigkeit; * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$*

Vergleich Schwierigkeitsgrade	MW \pm 95% KI, mm/s	t-Wert	df	p-Wert	Effektmaß r
Grad 2 vs. Grad 1	3,43 \pm 0,91	- 7,494	75	< 0,001*	0,41
Grad 3 vs. Grad 2	1,86 \pm 1,20	- 3,076	75	= 0,003*	0,19
Grad 4 vs. Grad 3	8,36 \pm 1,87	- 8,880	75	< 0,001*	0,47
Grad 5 vs. Grad 4	- 2,20 \pm 2,30	1,910	75	= 0,06	0,15
Grad 6 vs. Grad 5	8,08 \pm 1,87	- 8,600	75	< 0,001*	0,45
Grad 7 vs. Grad 6	23,68 \pm 4,66	- 10,118	75	< 0,001*	0,60
Grad 8 vs. Grad 7	- 0,04 \pm 5,06	0,016	75	= 0,987	0,00
Grad 9 vs. Grad 8	11,72 \pm 4,84	- 4,825	75	< 0,001*	0,25
Grad 10 vs. Grad 9	33,85 \pm 5,81	- 11,676	54	< 0,001*	0,58
Grad 11 vs. Grad 10	4,52 \pm 8,95	- 1,064	39	= 0,294	0,01
Grad 12 vs. Grad 11	19,33 \pm 10,81	- 3,630	35	= 0,001*	0,30

*Tabelle 5, Ergebnisse des Vorzeichen-Tests für den Vergleich der jeweils benachbarten Schwierigkeitsgrade anhand der Werte der VAS, * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$*

Vergleich Schwierigkeitsgrade	N	Neg. Diff/Pos. Diff./Bind.	z-Wert	p-Wert	Effektmaß r
Grad 2 vs. Grad 1	76	2 / 25 / 49	- 4,234	< 0,001*	0,49
Grad 3 vs. Grad 2	76	24 / 6 / 46	- 3,104	= 0,002*	0,36
Grad 4 vs. Grad 3	76	13 / 10 / 53	- 5,316	< 0,001*	0,61
Grad 5 vs. Grad 4	76	35 / 2 / 39	- 5,261	< 0,001*	0,60
Grad 6 vs. Grad 5	76	2 / 39 / 35	- 5,622	< 0,001*	0,65
Grad 7 vs. Grad 6	76	2 / 74 / 0	- 8,144	< 0,001*	0,93
Grad 8 vs. Grad 7	76	31 / 44 / 1	- 1,386	= 0,166	0,16
Grad 9 vs. Grad 8	76	23 / 52 / 1	- 3,233	= 0,001*	0,37
Grad 10 vs. Grad 9	76	2 / 74 / 0	- 8,144	< 0,001*	0,93
Grad 11 vs. Grad 10	76	21 / 48 / 7	- 3,130	= 0,002*	0,36
Grad 12 vs. Grad 11	76	25 / 40 / 11	- 1,736	= 0,082	0,2

6.2 Einfluss des dominanten Beins

Beim Vergleich der Mittelwerte der COP Geschwindigkeit zwischen dem dominanten ($M = 61,7 \text{ mm/s}$) und dem nichtdominanten Bein ($M = 62,6 \text{ mm/s}$) zeigte sich kein signifikanter Unterschied, $\text{Diff.} = 0,86 \pm 2,62 \text{ mm/s}$, $t(298) = -0,643$, $p = 0,521$.

Zwischen den erhobenen Daten der VAS für das dominante Bein ($Mdn = 53,5$) und dem nichtdominanten Bein ($Mdn = 57,0$) zeigte sich ebenfalls kein signifikanter Unterschied, $z = -1,781$, $p = 0,075$.

Ein signifikanter Unterschied lag jedoch bei der Anzahl der Versuche bzw. Abbrüche zwischen dem dominanten ($Mdn = 1$) und nichtdominanten Bein ($Mdn = 1$) vor, mit mehr benötigten Versuchen bzw. Abbrüchen, wenn die Probanden auf dem nichtdominanten Bein standen (s. Abbildung 22), $z = -2,990$, $p = 0,003$, $r = 0,14$

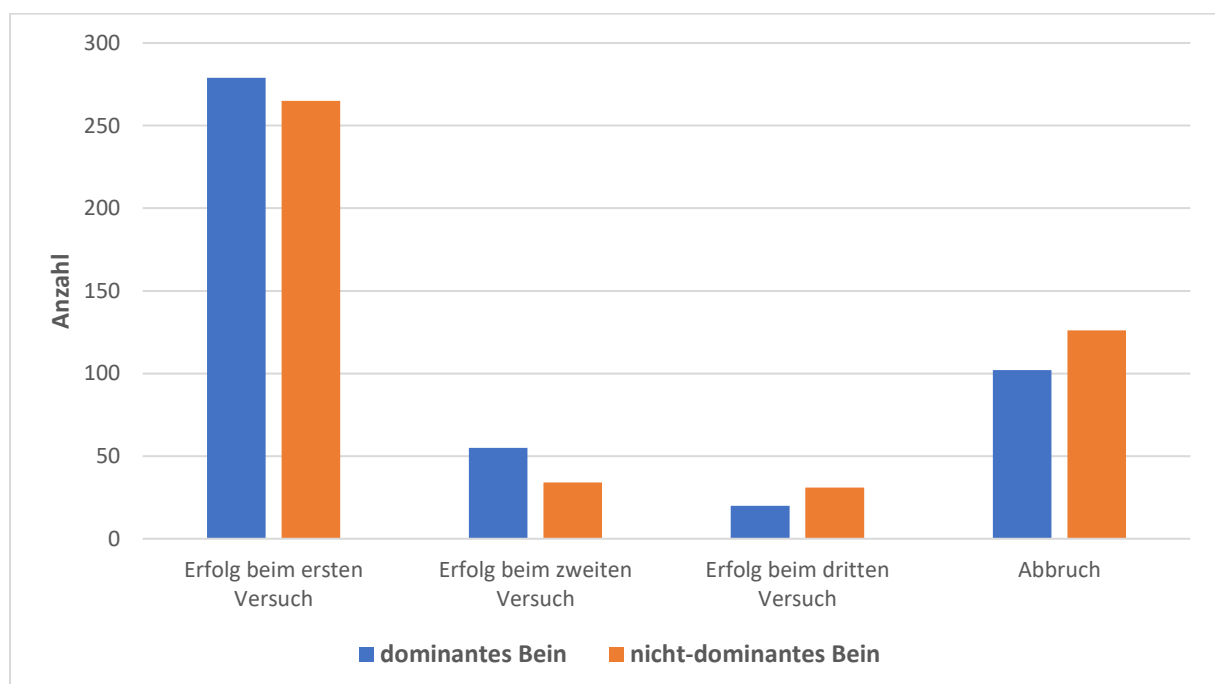


Abbildung 22, Anzahl der Versuche und Abbrüche bezogen auf das Standbein

6.3 Korrelationen

Bei linksschiefer Verteilung der Messwerte für die COP Geschwindigkeit wurde der Korrelationskoeffizient Spearmans-Rho bestimmt. Dabei zeigte sich, dass die Werte für den ersten und zweiten Messtermin signifikant korreliert waren, $r = 0,875$ ($p < 0,001$).

Für die erhobenen Werte der VAS wurde der Korrelationskoeffizient Kendell-Tau bestimmt. Dabei zeigte sich, dass die Werte für den ersten Messtermin mit den Werten für den zweiten Messtermin ebenfalls signifikant korreliert waren, $r = 0,755$ ($p < 0,001$).

Zur Überprüfung der Test-Retest-Reliabilität ergab die Berechnung des ICC anhand der Einzelwerte für die COP Geschwindigkeit einen Wert von 0,75, 95% KI: 0,64 – 0,82, $p < 0,001$, sowie für die VAS einen Wert von 0,87, 95% KI: 0,82 – 0,90, $p < 0,001$.

6.4 Kinesiologische Tapeanlage

Mithilfe eines gemischt linearen Modells wurde der Einfluss der kinesiologischen Tapeanlage am Sprunggelenk auf die erhobenen Parameter der Kraftmessplatte ermittelt. Dabei wurde zusätzlich analysiert, ob es zu einem messbaren Periodeneffekt zwischen dem ersten und zweiten Messtermin sowie zum Vorliegen eines Gruppenunterschiedes kam. Tabelle 6 zeigt die Ergebnisse unter Berücksichtigung aller Messwerte. Tabelle 7 veranschaulicht die Ergebnisse für die Subgruppenanalyse, in denen jeweils alle Messungen berücksichtigt wurden, welche mit gleichem Öffnungszustand der Augen, gleichem Impuls, beidbeinig oder einbeinig durchgeführt wurden.

Tabelle 6, Ergebnisse des gemischt linearen Modells für COP Geschwindigkeit, alle erhobenen Werte

	COP Geschw. \pm 95% KI, mm/s	t-Wert	p-Wert
mit Kinesio vs. ohne Kinesio	- 0,39 \pm 4,29	- 0,179	0,858
Gruppe A vs. Gruppe B (Tape am 2. Termin vs. Tape am 1. Termin)	2,99 \pm 5,66	1,070	0,292
1. Messtermin vs. 2. Messtermin	2,89 \pm 4,29	1,323	0,186

Tabelle 7, Subgruppenanalyse, Ergebnisse des gemischt linearen Modells für COP Geschwindigkeit; *
= signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$

		COP Geschw. \pm 95% KI, mm/s	t-Wert	p-Wert
mit Kinesio vs. o. Kinesio	Augen geöffnet	- 1,27 \pm 4,00	- 0,625	0,532
	Augen geschlossen	1,11 \pm 8,42	0,260	0,795
	ohne Impuls	0,30 \pm 7,21	0,082	0,935
	AP Impuls	- 2,10 \pm 7,18	- 0,577	0,565
	ML Impuls	0,50 \pm 8,04	0,122	0,903
	beidbeinig	0,47 \pm 1,64	0,567	0,571
	einbeinig	- 1,20 \pm 4,75	- 0,494	0,621
Gruppe A vs. Gruppe B (Tape am 2. Termin vs. Tape am 1. Termin)	Augen geöffnet	5,21 \pm 5,59	1,602	0,118
	Augen geschlossen	- 1,38 \pm 8,42	- 0,310	0,757
	ohne Impuls	- 0,55 \pm 7,22	- 0,149	0,881
	AP Impuls	6,76 \pm 7,18	1,852	0,065
	ML Impuls	2,57 \pm 8,04	0,629	0,529
	beidbeinig	1,85 \pm 2,35	1,600	0,118
	einbeinig	3,95 \pm 9,21	0,871	0,390
1. Messtermin vs. 2. Messtermin	Augen geöffnet	11,61 \pm 4,01	5,701	< 0,001*
	Augen geschlossen	- 7,22 \pm 8,42	- 1,686	0,092
	ohne Impuls	3,28 \pm 7,22	0,894	0,372
	AP Impuls	2,06 \pm 7,18	0,565	0,572
	ML Impuls	3,29 \pm 8,04	0,804	0,422
	beidbeinig	1,49 \pm 1,64	1,793	0,074
	einbeinig	8,23 \pm 4,75	3,400	0,001*

7 Diskussion

7.1 Schwierigkeitsgrade

7.1.1 Intraklassen-Korrelations-Koeffizienten

Die Ermittlung der ICCs anhand des Durchschnitts der jeweils zusammengehörigen einbeinigen Messungen ergaben Werten zwischen 0,65 und 0,82 für die COP Geschwindigkeit und Werte zwischen 0,65 und 0,80 für die VAS. Werte zwischen 0,6 und 0,74 gelten als gut und Werte größer 0,75 als exzellent (Cicchetti 1994). Aufgrund dieser Ergebnisse lassen sich über die Berechnung des Mittelwertes die jeweils zwei zusammengehörigen einbeinig durchgeführten Messungen als ein Schwierigkeitsgrad zusammenfassen. Dies geschah sowohl in Bezug auf die COP Geschwindigkeit, als auch in Bezug auf die Werte der VAS. Die einzige Ausnahme bildet der ICC für die zwei einbeinigen Messsituationen mit geschlossenen Augen und einem Impuls aus AP-Richtung mit einem Wert von 0,30. Zwar liegt der Wert unter 0,4 und ist damit als schlecht zu bewerten, jedoch konnten aufgrund von Messabbrüchen nur 26 von 76 Messpaaren in die Berechnung miteinbezogen werden und der ermittelte ICC ist zudem nicht statistisch signifikant. Weiterhin wurden für die anderen Messungen mit geschlossenen Augen sowie für die ähnliche Situation mit geöffneten Augen und AP Impuls sehr gute ICCs ermittelt. Aus diesen Gründen wurde ein Zusammenfassen der Messwerte trotzdem durchgeführt.

Mit Blick auf zukünftige Untersuchungen mit dem Posturomed lässt sich zudem über die ICCs anhand der Einzelwerte der COP Geschwindigkeit eine Vereinfachung des Messablaufs befürworten. So ließe sich für folgende – einbeinig durchgeführte – Messsituationen das nur einmalige Erheben einer der Messungen (z.B. auf dem dominanten Bein stehend) rechtfertigen, da die ICCs jeweils größer 0,6 waren:

- a. Augen geöffnet, AP Impuls
- b. Augen geschlossen, ohne Impuls
- c. Augen geschlossen, ML Impuls

Für alle weiteren Messsituationen konnte kein ICC der Einzelwerte $> 0,6$ ermittelt werden, jedoch liegen die Obergrenzen der 95% Konfidenzintervalle oberhalb dieses Wertes. Aus diesem Grund sollten weitere Datenerhebungen an einem größeren Probandenkollektiv durchgeführt werden, um den Messablauf für zukünftige Anwendungen eventuell weiter zu

vereinfachen. Des Weiteren könnte überprüft werden, ob die hier getroffene Annahme, dass sich die einbeinigen Messungen mit geschlossenen Augen und AP Impuls zusammenfassen lassen, in dieser Form zulässig ist.

7.1.2 Vergleich der definierten Schwierigkeitsgrade

Bei Betrachtung der Ergebnisse des verbundenen t-Tests (s. Tabelle 4) für die Unterschiede zwischen den einzelnen Schwierigkeitsgraden zeigte sich, dass in Bezug auf die Werte der COP Geschwindigkeit bis auf die drei folgenden Situationen:

1. Grad 4 (beidbeinig, Augen geschlossen, AP Impuls) vs. Grad 5 (beidbeinig, Augen geöffnet, ML Impuls)
2. Grad 7 (einbeinig, Augen geöffnet, ohne Impuls) vs. Grad 8 (einbeinig, Augen geöffnet, AP Impuls)
3. Grad 10 (einbeinig, Augen geschlossen, ohne Impuls) vs. Grad 11 (einbeinig, Augen geschlossen, AP Impuls)

ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Stufen vorlag. Die Ergebnisse zeigen weiterhin, dass mithilfe der verschiedenen Impulsrichtungen zwischen den ansonsten gleichen Messbedingungen im Einbeinstand gut differenziert werden kann.

Für die oben genannte erste Situation (Grad 4 vs. Grad 5) konnte kein messbarer Unterschied gezeigt werden. Dies könnte damit zusammenhängen, dass die für Grad 5 angenommene leichtere Situation für die optische Kontrolle (Augen geöffnet) kombiniert mit dem angenommenen schwereren Impuls (ML Impuls) verglichen wurde mit Grad 4, wo die vermutete schwerere Situation für die optische Kontrolle (Augen geschlossen) mit dem vermuteten leichteren Impuls (AP Impuls) kombiniert wurde. Aufgrund dieser Kombination von „schwer/leicht“ mit „leicht/schwer“ könnte es zu ähnlichen Messergebnissen der Kraftmessplatte gekommen sein. Da die Ergebnisse jedoch nah am Signifikanzniveau ($p = 0,06$) liegen, wäre ein nachweisbarer signifikanter Unterschied bei einer Untersuchung einer größeren Probandenzahl nicht unwahrscheinlich.

Eine fehlende Differenz in den oben genannten Situationen zwei (Grad 7 vs. Grad 8) und drei (Grad 10 vs. Grad 11), war so vor Durchführung der Messungen nicht erwartet. Ein denkbarer Erklärungsansatz ist die Beobachtung, dass bei den Messungen, welche mit

anteroposteriorem Impuls durchgeführt wurden, keine vollkommen sichere Fixierung der Posturomed-Grundplatte möglich war. Dies war bedingt durch die Tatsache, dass bei einbeinigen Messungen mit AP Impuls sich der Arretiermechanismus in gerader Linie hinter dem Fuß befand und somit Schwankungen der Platte in mediolateraler Richtung nicht ausreichend unterbunden werden konnten. Diese kontinuierlichen Schwankungen der Platte mit kleiner Amplitude vor Beginn der eigentlichen Messung könnten zur Folge gehabt haben, dass sich das propriozeptive Input für diese Messungen verbessert hat und somit ein besseres Reagieren auf den Störimpuls möglich war. Ähnlich positive Effekte auf die posturale Kontrolle durch Vibrationen konnten für Gesunde (Priplata et al. 2003) sowie für chronische Schlaganfall-Patienten (van Nes et al. 2004) bereits gezeigt werden. Bei zukünftigen Messungen mit dem Posturomed wäre daher ein verbesserter Arretiermechanismus zur Verhinderung von unerwünschten Schwankungen empfehlenswert.

Bei weiterer Betrachtung der Effektmaße zeigt sich insbesondere beim Vergleich der Schwierigkeitsgrade 6 und 7 (Wechsel vom beidbeinigen in den einbeinigen Stand) bzw. 9 und 10 (Wechsel von geöffneten zu geschlossenen Augen bei den einbeinig durchgeführten Messungen) ein starker Effekt (wobei für r gilt: 0.1 – 0.29: kleiner Effekt; 0.3 – 0.49: mittlerer Effekt; 0.5 und höher: starker Effekt (Cohen 1988)). Dadurch wird zusätzlich die Relevanz von somatosensorischen Informationen für die posturale Kontrolle (Horak 2006) und die gesteigerte Verlässlichkeit auf visuelle Informationen bei kleiner Unterstützungsfläche (Day et al. 1993) deutlich.

Die gleiche Aussage lässt sich über die Ergebnisse der VAS treffen, wo ebenfalls ein starker Effekt ($r = 0,93$) nachgewiesen werden konnte. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich die oben genannten Vergleiche – sowohl die objektiven Messergebnisse durch die Kraftmessplatte als auch die angegebenen Werte zur subjektiv empfundenen Schwierigkeit – deutlich unterscheiden.

7.1.3 Verteilung VAS Werte

Bei näherer Betrachtung der Ergebnisse der VAS zeigt sich, dass zwischen den unteren sechs Schwierigkeitsgraden jeweils signifikante Unterschiede gezeigt werden konnten, diese jedoch teilweise eine umgekehrte Rangfolge abbilden. Das bedeutet, dass sowohl Grad 3, Grad 4 als auch Grad 5 jeweils leichter eingeschätzt wurden als der vorhergehende Schwierigkeitsgrad

(mehr negative als positive Differenzen). Weiterhin zeigt sich beim Vergleich von Grad 11 mit Grad 12 kein signifikanter Unterschied (s. Tabelle 5). Diese Ergebnisse lassen sich durch nähere Betrachtung der Verteilung aller angegebenen Werte der VAS (s. Abbildung 16 und Abbildung 17) erklären. Es fällt auf, dass insbesondere die Werte 0 (entsprechend: keine Anforderung) und 100 (entsprechend: stärkste Anforderung) überproportional häufig angegeben wurden. Bei genauerer Aufteilung der Werte nach Schwierigkeitsgrad ist festzustellen, dass insbesondere der Wert 0 auf die ersten sechs Schwierigkeitsgrade entfällt (s. Abbildung 16 und Abbildung 18) und in diesem Bereich fast zwei Drittel der angegebenen Werte ausmacht. Ein ähnliches Resultat lässt sich für die letzten drei Schwierigkeitsgrade (s. Abbildung 16 und Abbildung 20) bzgl. des Maximalwerts 100 feststellen. Hier entspricht ca. ein Drittel der angegebenen Werte einem Wert von 100 und knapp über die Hälfte der Werte einem VAS Wert von größer gleich 90.

Ein möglicher Erklärungsansatz für diese Verteilungsmuster ist, dass die Messsituationen der ersten sechs Schwierigkeitsgrade zwar objektiv gesehen verschieden hohe Anforderungen an das posturale Kontrollsystem stellen, diese Anforderungen jedoch den „normalen“ Anforderungen des Alltags gesunder Probanden entsprechen. Das würde erklären, warum die Probanden diese Schwierigkeitsgrade als subjektiv gleich schwer bewerten bzw. dafür keinerlei relevante Anforderung empfinden. Anders könnte sich die Situation bei der Untersuchung von Patienten mit bereits eingeschränkter Standstabilität darstellen, hierfür sind jedoch weitere Untersuchungen nötig.

Ähnlich ist die Situation für die obersten zwei Schwierigkeitsgrade zu interpretieren. Die Messsituation aus einbeinigem Stand, geschlossenen Augen und Störimpuls ist im Alltag von gesunden Probanden höchst selten anzutreffen und daher sehr ungewohnt. So ist es nicht verwunderlich, dass für beide Situationen überproportional häufig Maximalwerte der VAS angegeben wurden.

Für die Einschätzung der restlichen Schwierigkeitsgrade (Grad 7 – 9, s. Abbildung 19) kam es hingegen zu einer differenzierteren Einschätzung. Für diese Schwierigkeitsgrade lassen sich zudem anhand der erhobenen Werte der VAS die objektiven Werte der Kraftmessplatte bestätigen. Dies gilt auch in Bezug auf die fehlende Differenzierbarkeit zwischen Grad 7 und Grad 8.

7.1.4 Anzahl der benötigten Versuche und Abbrüche

Bei Betrachtung der benötigten Versuche bzw. der Anzahl der Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad (s. Abbildung 21) konnte eine erhöhte Anzahl von Versuchen bzw. Abbrüchen während der Messungen der höheren Schwierigkeitsgrade festgestellt werden. Dies stützt ebenfalls die angenommene Rangfolge der verschiedenen definierten Schwierigkeitsgrade, sowie die oben genannte Verteilung der VAS Werte.

7.2 Einfluss des dominanten Beins

Ein Vergleich der benötigten Versuche bzw. Abbrüche bezogen auf das dominante bzw. nichtdominante Bein konnte zeigen, dass signifikant mehr Versuche und Abbrüche bei Messungen auf dem nichtdominanten Bein stehend benötigt wurden (s. Abbildung 22). Der Effekt ist allerdings als klein zu werten ($r = 0,14$). Zudem besteht sowohl bzgl. der erhobenen Messwerte der Kraftmessplatte als auch der angegebenen Werte der VAS kein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen der verschiedenen Beine. Dies stützt ebenfalls die Annahme, dass sich die jeweils identischen einbeinigen Messungen bzgl. ihrer Messwerte zusammenfassen lassen zu einzelnen Schwierigkeitsgraden. Weiterhin konnten somit die Ergebnisse von Boer et al. (2010a) nicht bestätigt werden, welche einen messbaren Unterschied zwischen den einbeinig durchgeführten Messungen auf dem Posturomed feststellen konnten.

7.3 Korrelationen und ICCs zwischen ersten und zweiten Messtermin

Sowohl für die Messwerte der COP Geschwindigkeit als auch für die erhobenen Werte der VAS liegt eine starke Korrelation zwischen den Werten am ersten und zweiten Messtermin vor. Des Weiteren lässt sich anhand der ICCs eine gute bis exzellente Test-Retest-Reliabilität für die Werte der COP Geschwindigkeit und eine exzellente Reliabilität für die Werte der VAS konstatieren.

Der vorliegende Messaufbau bestehend aus Posturomed und Kraftmessplatte lässt sich daher als reliabel bzgl. wiederholter Messungen charakterisieren und kann die Ergebnisse von Schmidt und Kollegen (2015) in dieser Hinsicht bestätigen.

7.4 Einfluss der kinesiologischen Tapeanlage

Bei der Analyse zum Einfluss einer kinesiologischen Tapeanlage auf alle erhobenen Parameter der Kraftmessplatte mithilfe eines gemischt linearen Modells (s. Tabelle 6) zeigte sich, dass

sich weder ein Periodeneffekt zwischen den Messungen am ersten und zweiten Messtermin noch ein Unterschied zwischen den beiden randomisierten Gruppen, und damit der Reihenfolge der Tapeapplikation, vorlag. Damit eignet sich das gewählte Crossover-Design zur Beurteilung eines Effektes der kinesiologicalen Tapeanlage auf die erhobenen Daten der Kraftmessplatte.

Beim Vergleich der gesamten Messwerte, welche mit Tape und ohne Tape erhoben wurden, zeigte sich kein messbarer Effekt. Die vermutete Verbesserung durch die modifizierte Sprunggelenksanlage lässt sich daher durch die hier gewählte Messkonstellation aus Posturomed und Kraftmessplatte nicht bestätigen. Viele Probanden berichteten jedoch von einem positiven Gefühl, welches durch die Tapeanlage hervorgerufen wurde. Diese Aussage deckt sich mit den Ergebnissen von Briem et al. (2011) und Cortesi et al. (2011), welche ebenfalls ein subjektiv stabileres Gefühl mit kinesiologicaler Tapeanlage für einen Teil der Probanden bzw. ein vermehrtes Sicherheitsgefühl beim Laufen feststellen konnten. Eine genaue Analyse der VAS mithilfe des gemischt linearen Modells verbietet sich jedoch aufgrund des Ordinalskalierten Datenniveaus und das berichtete positive Gefühl der hier untersuchten Population lässt sich somit nicht quantifizieren.

Nach Analyse der verschiedenen gebildeten Subgruppen, also der Messwerte aller Messungen welche mit:

- a. Geöffneten Augen
- b. Geschlossenen Augen
- c. Keinem Impuls
- d. AP Impuls
- e. ML Impuls
- f. Auf beiden Beinen stehend
- g. Auf einem Bein stehend

durchgeführt wurden (s. Tabelle 7), konnte ebenfalls für keine der Gruppen ein signifikant messbarer Effekt der Tapeanlage ermittelt werden. Darüber hinaus kam es auch hier zu keinem messbaren Gruppen Effekt. Lediglich ein leichter Lerneffekt mit einer Verbesserung der Messwerte vom ersten zum zweiten Messtermin konnte, für Messungen, welche mit geöffneten Augen durchgeführt wurden, sowie Messungen, welche im Einbeinstand

durchgeführt wurden, nachgewiesen werden. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Boer et al. (2010a), welche ebenfalls einen leichten Lerneffekt bei der Re-Test-Messung feststellen konnten.

Die Ergebnisse von Lee und Lee (2017) sowie von Silva und Cruz (2015), welche einen Effekt der kinesiological Tapeanlage unter anspruchsvollen Situationen bzw. bei Messungen mit geschlossenen Augen feststellen konnten, konnten jedoch nicht bestätigt werden.

8 Schlussfolgerungen

Der gewählte Messaufbau bestehend aus Posturomed und Kraftmessplatte sowie der Messablauf bestehend aus 18 verschiedenen Testsituationen lässt eine Einteilung in 12 verschiedene Schwierigkeitsgrade zu. Dabei waren in 8 der 11 durchgeführten Vergleiche der Schwierigkeitsgrade signifikante Unterschiede in den Messwerten der Kraftmessplatte nachweisbar, wobei in einem Vergleich die Ergebnisse nahezu signifikant waren. Weitergehende Studien mit größeren Fallzahlen, der Untersuchung einer Normalpopulation sowie der Untersuchung von verschiedenen Patientenkollektiven sind daher für ein abschließendes Urteil nötig. Des Weiteren prüft gezeigter Messaufbau v.a. die Reaktion auf translationale Bewegungen des Untergrundes. Gleichgewicht und Standstabilität sind jedoch von vielen Faktoren abhängig. Eine Kombination mit anderen Untersuchungsmethoden scheint daher sinnvoll, um ein ganzheitlicheres Abbild über den Patienten zu bekommen und gleichzeitig gezielte Therapieentscheidungen treffen zu können. Zukünftig wäre z.B. die Integration von Messungen auf dem Posturomed in ein Standstabilitäts-Scoring-System vorstellbar.

Beim Vergleich der Messungen, welche auf dem dominanten und dem nichtdominanten Bein durchgeführt wurden, zeigte sich, dass bzgl. der erhobenen Messwerte keine Unterschiede bestanden. Zwar konnte eine signifikant höhere Anzahl von Versuchen und Abbrüchen für Messungen auf dem nichtdominanten Bein festgestellt werden, jedoch ist der Effekt als klein zu bewerten. Da weiterhin die ICCs der ansonsten gleichen einbeinig durchgeführten Messungen als gut bis exzellent zu bewerten sind, stützt dies die oben genannte Zusammenfassung der einbeinig durchgeführten Messungen.

Bezüglich der Test-Retest-Reliabilität lässt sich für die Werte der COP Geschwindigkeit eine gute bis exzellente Reliabilität feststellen. Erhebungen der Standstabilität mithilfe des Posturomed und Kraftmessplatte sind daher auch bei wiederholten Messungen als reliabel und geeignet zu werten.

Für die erhobenen Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit der jeweiligen Schwierigkeitsgrade mithilfe einer Visuellen Analogskala, lassen sich die objektiven Messwerte der Kraftmessplatte nur bedingt bestätigen. Im mittleren Anforderungsbereich kommt es zwar zu einer differenzierten Abbildung, wohingegen in den unteren und oberen

Schwierigkeitsgraden die VAS keine genügende Unterscheidung möglich macht. Die Ergebnisse einer VAS zur Erfassung der subjektiv empfundenen Schwierigkeit in diesen Anforderungsbereichen sollten daher vorsichtig interpretiert werden. Die Ergebnisse gründen sich jedoch am ehesten auf die Tatsache, dass ein gesundes Probandenkollektiv untersucht wurde. Ähnliche Untersuchungen an Patienten mit eingeschränkter Standstabilität könnten andere Ergebnisse liefern und sollten dahingehend geprüft werden. Ungeachtet dessen lässt sich der VAS für die subjektiv empfundene Schwierigkeit eine exzellente Test-Retest-Reliabilität bescheinigen.

Ein positiver Einfluss einer kinesiologischen Tapeanlage auf die mithilfe des Posturomed erhobenen Standstabilitätsparameter konnte nicht nachgewiesen werden. Dies gilt sowohl bei Betrachtung aller Messungen als auch bei Betrachtung verschiedener Subgruppen. Lediglich ein leichter Lerneffekt vom ersten zum zweiten Messtermin konnte für Messungen welche mit geöffneten Augen oder auf einem Bein stehend durchgeführt wurden nachgewiesen werden. Dieser stand jedoch nicht im Zusammenhang mit dem Zeitpunkt der Tapeapplikation. Eine Empfehlung zur Anwendung einer kinesiologischen Tapeanlage zur Verbesserung der Standstabilität kann daher nicht gegeben werden. Zu beachten gilt jedoch, dass auch hier v.a. die Reaktion auf translationale Bewegungen des Untergrundes untersucht wurde. Ob unter anderen Bedingungen ein Effekt nachweisbar ist, sollte in weiteren Studien untersucht werden. Insbesondere vor dem Hintergrund, dass die Studienlage hinsichtlich dieses Themas unentschieden ist.

9 Verzeichnisse

9.1 Abbildungen und Tabellen

Abbildung 1, Schaubild posturales Kontrollsystem, Abbildungen aus Trepel, Neuroanatomie 5. Auflage (Trepel 2012) in eigener Zusammenstellung und Beschriftung

Abbildung 2, Posturomed (Quelle: Haider Bioswing GmbH)

Abbildung 3, Arretiermechanismus

Abbildung 4, Prinzip der Visuellen Analogskala

Abbildung 5, Messschieber VAS, Probandenseite

Abbildung 6, Messschieber VAS, Untersucherseite, ein Strich entspricht einer Einheit der VAS, hier exemplarisch angegebener Wert von 68

Abbildung 7, modifizierte kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk

Abbildung 8, Lage der Kraftmessplatte auf dem Posturomed mit entsprechenden Markierungen

Abbildung 9, Schema Crossover-Design

Abbildung 10, Randomisierung der Reihenfolge der Einzelmessungen am Messtermin, AP = Impuls aus anteroposteriorer Richtung, ML = Impuls aus mediolateraler Richtung, OI = Messung ohne Impuls

Abbildung 11, beidbeinige sowie einbeinige Ausgangsposition auf dem Posturomed

Abbildung 12, Ordnung der Messungen nach vermuteter Anforderung und Schwierigkeit

Abbildung 13, Boxplots der COP Geschwindigkeit Messwerte der 18 Einzelmessungen. Geordnet nach vermuteter Schwierigkeit. BB: beidbeinig, DB: dominantes Bein, NDB: nichtdominantes Bein, OI: ohne Impuls, ML: ML Impuls, AP: AP Impuls, AO: Augen geöffnet, AG: Augen geschlossen

Abbildung 14, Definierte Schwierigkeitsgrade auf dem Posturomed

Abbildung 15, Boxplots der COP Geschwindigkeit Messwerte der 12 Schwierigkeitsgrade

Abbildung 16, Angabe der subjektiv empfundenen Schwierigkeiten (VAS) im jeweiligen Schwierigkeitsgrad, die Größe des Punktes repräsentiert die Häufigkeit des angegebenen VAS Wertes. Orange Punkte repräsentieren den jeweiligen Medianwert des Schwierigkeitsgrades.

Abbildung 17, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) aller durchgeführten Messungen bzw. aller Schwierigkeitsgrade

Abbildung 18, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 1 – 6 (beidbeinig durchgeführte Messungen)

Abbildung 19, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 7 – 9 (einbeinig und mit geöffneten Augen durchgeführten Messungen)

Abbildung 20, Anzahl der Werte der subjektiv empfundenen Schwierigkeit (VAS) für die Schwierigkeitsgrade 10 – 12 (einbeinig und mit geschlossenen Augen durchgeführten Messungen)

Abbildung 21, prozentualer Anteil der benötigten Versuche und Abbrüche pro Schwierigkeitsgrad

Abbildung 22, Anzahl der Versuche und Abbrüche bezogen auf das Standbein

Tabelle 1, Alter-, Größen- und Gewichtsverteilung der Gruppen

Tabelle 2, ICCs der einbeinig durchgeführten Messungen für die COP Geschwindigkeit und VAS anhand der Einzel- und Durchschnittswerte, * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$

Tabelle 3, Mittelwerte der COP Geschwindigkeit und Median der VAS je nach Schwierigkeitsgrad

Tabelle 4, Ergebnisse des verbundenen t-Tests für den Vergleich der jeweils benachbarten Schwierigkeitsgrade anhand der Werte der COP Geschwindigkeit; * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$

Tabelle 5, Ergebnisse des Vorzeichen-Tests für den Vergleich der jeweils benachbarten Schwierigkeitsgrade anhand der Werte der VAS, * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$

Tabelle 6, Ergebnisse des gemischt linearen Modells für COP Geschwindigkeit, alle erhobenen Werte

Tabelle 7, Subgruppenanalyse, Ergebnisse des gemischt linearen Modells für COP Geschwindigkeit; * = signifikantes Ergebnis, $p < 0,05$

9.2 Literatur- und Quellenverzeichnis

- Abbasi S, Rojhani-Shirazi Z, Shokri E, Garcia-Muro San Jose F. 2018. The effect of Kinesio Taping on postural control in subjects with non-specific chronic low back pain. *J Bodyw Mov Ther*, 22 (2):487-492.
- Aitken R. 1969. A growing edge of measurement of feelings. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 62:989-992.
- Bailey D, Firth P. 2016. Does kinesiology taping of the ankles affect proprioceptive control in professional football (soccer) players?
- Berg K. 1989. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument.
- Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. 1992a. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Can J Public Health*, 83 Suppl 2:S7-11.
- Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. 1992b. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*, 73 (11):1073-1080.
- BfS. 2015. Todesursachen in Deutschland, Fachserie 12 Reihe 4. Bundesamt für Statistik.
- Bicici S, Karatas N, Baltaci G. 2012. Effect of athletic taping and kinesiotaping(R) on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys Ther*, 7 (2):154-166.
- Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Horstmann T. 2010a. [Reliability of a measurement technique to characterise standing properties and to quantify balance capabilities of healthy subjects on an unstable oscillatory platform (Posturomed)]. *Sportverletz Sportschaden*, 24 (1):40-45.
- Boeer J, Mueller O, Krauss I, Haupt G, Axmann D, Horstmann T. 2010b. Effects of a Sensory-Motor Exercise Program for Older Adults With Osteoarthritis or Prosthesis of the Hip Using Measurements Made by the Posturomed Oscillatory Platform. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 33 (1):10-15.
- Bös K. 2017. Handbuch Motorische Tests : sportmotorische Tests, motorische Funktionstests, Fragebögen zur körperlich-sportlichen Aktivität und sportpsychologische Diagnoseverfahren. 3., überarbeitete und erweiterte Auflage Aufl. Göttingen: Hogrefe.

- Boström KJ, Dirksen T, Zentgraf K, Wagner H. 2018. The Contribution of Upper Body Movements to Dynamic Balance Regulation during Challenged Locomotion. *Frontiers in human neuroscience*, 12:8.
- Brichetto G, Piccardo E, Pedulla L, Battaglia MA, Tacchino A. 2015. Tailored balance exercises on people with multiple sclerosis: A pilot randomized, controlled study. *Mult Scler*, 21 (8):1055-1063.
- Briem K, Eythorsdottir H, Magnusdottir RG, Palmarsson R, Runarsdottir T, Sveinsson T. 2011. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41 (5):328-335.
- Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, Pisoni I, Cardini R. 2002. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83 (6):864-867.
- Cavanaugh MT, Quigley PJ, Hodgson DD, Reid JC, Behm DG. 2016. Kinesiology Tape or Compression Sleeve Applied to the Thigh Does Not Improve Balance or Muscle Activation Before or Following Fatigue. *J Strength Cond Res*, 30 (7):1992-2000.
- Chen I, Cheng P, Hu A, Liaw M, Chen L, Hong W, Wong M. 2000. Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. *Chang Gung medical journal*, 23 (6):339-347.
- Cicchetti DV. 1994. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6 (4):284-290.
- Cohen J. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. Aufl.
- Correia C, Lopes S, Goncalves R, Torres R, Pinho F, Goncalves P, Rodrigues M, Costa R, Lopes M, Ribeiro F. 2016. Kinesiology taping does not change fibularis longus latency time and postural sway. *J Bodyw Mov Ther*, 20 (1):132-138.
- Cortesi M, Cattaneo D, Jonsdottir J. 2011. Effect of kinesio taping on standing balance in subjects with multiple sclerosis: A pilot study. *NeuroRehabilitation*, 28 (4):365-372.
- Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. 1993. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology*, 469:479-499.

- de-la-Torre-Domingo C, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F, Lopez-Roman A, Fernandez-Carnero J. 2015. Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects With Chronic Ankle Instability: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96 (12):2169-2175.
- Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. 2012. Testing single and double limb standing balance performance: comparison of COP path length evaluation between two devices. *Gait Posture*, 36 (3):439-443.
- Duarte M, Zatsiorsky VM. 2002. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*, 146 (1):60-69.
- Duarte M, Freitas SM. 2010. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*, 14 (3):183-192.
- Dunlap WP, Cortina JM, Vaslow JB, Burke MJ. 1996. Meta-analysis of experiments with matched groups or repeated measures designs. *Psychological methods*, 1 (2):170.
- Fayson SD, Needle AR, Kaminski TW. 2013. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. *Res Sports Med*, 21 (3):204-216.
- Fleiss JL, Cohen J. 1973. The equivalence of weighted kappa and the intraclass correlation coefficient as measures of reliability. *Educational and Psychological Measurement*, 33 (3):613-619.
- Freyd M. 1923. The Graphic Rating Scale. *Journal of Educational Psychology*, 14 (2):83-102.
- Freyler K, Gollhofer A, Colin R, Bruderlin U, Ritzmann R. 2015. Reactive Balance Control in Response to Perturbation in Unilateral Stance: Interaction Effects of Direction, Displacement and Velocity on Compensatory Neuromuscular and Kinematic Responses. *PLoS One*, 10 (12):e0144529.
- Fritz CO, Morris PE, Richler JJ. 2012. Effect size estimates: current use, calculations, and interpretation. *Journal of experimental psychology: General*, 141 (1):2.
- Gribble PA, Hertel J, Plisky P. 2012. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train*, 47 (3):339-357.
- Gribble PA, Kelly SE, Refshauge KM, Hiller CE. 2013. Interrater Reliability of the Star Excursion Balance Test. *Journal of Athletic Training*, 48 (5):621-626.

- Hayes M, Patterson D. 1921. Experimental developement of the graphics rating method. *Physiol Bull*, 18:98-99.
- Hiller CE, Nightingale EJ, Lin CW, Coughlan GF, Caulfield B, Delahunt E. 2011. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 45 (8):660-672.
- Horak FB. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 (suppl_2):ii7-ii11.
- Horak FB, Nashner LM. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55 (6):1369-1381.
- Hosp S, Folie R, Csapo R, Hasler M, Nachbauer W. 2017. Eccentric Exercise, Kinesiology Tape, and Balance in Healthy Men. *Journal of Athletic Training*, 52 (7):636-642.
- Hosp S, Csapo R, Heinrich D, Hasler M, Nachbauer W. 2018. Does Kinesiology tape counter exercise-related impairments of balance in the elderly? *Gait Posture*, 62:167-172.
- Ivanenko Y, Gurfinkel VS. 2018. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience*, 12:171.
- Jackson K. 2016. Extended Use of Kinesiology Tape and Balance in Participants With Chronic Ankle Instability. 51 (1):16-21.
- Jeka JJ. 1997. Light Touch Contact as a Balance Aid. *Physical Therapy*, 77 (5):476-487.
- Kase K, Wallis J, Kase T. 2003. Clinical Therapeutic Applications Of The Kinesio Taping Method. Tokyo (Japan): Kinesio Taping Association, Ken Ikai Co Ltd.
- Kim WI, Choi YK, Lee JH, Park YH. 2014. The effect of muscle facilitation using kinesio taping on walking and balance of stroke patients. *J Phys Ther Sci*, 26 (11):1831-1834.
- Kinzey SJ, Armstrong CW. 1998. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27 (5):356-360.
- Kiss RM. 2011. A new parameter for characterizing balancing ability on an unstable oscillatory platform. *Med Eng Phys*, 33 (9):1160-1166.
- Koblauch H, Samuelsen JAS, Sporsheim SB. 2018. The effect of three different foot interventions on standing balance in healthy adults. *European Journal of Physiotherapy*, 20 (1):20-24.

- Kouzaki M, Masani K. 2008. Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. *Exp Brain Res*, 188 (1):153-158.
- Kovacs M. 2010. Auswirkung von Kinesio Tape und klassischem Tape auf die Propriozeption im Sprunggelenk [Masterarbeit]: Universität Wien.
- Kumbrink B. 2012. K-Taping Praxishandbuch - Grundlagen - Anlagetechniken - Indikationen Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Lee SM, Lee JH. 2017. The immediate effects of ankle balance taping with kinesiology tape on ankle active range of motion and performance in the Balance Error Scoring System. *Phys Ther Sport*, 25:99-105.
- Lins CA, Borges DT, Macedo LB, Costa KS, Brasileiro JS. 2016. Delayed effect of Kinesio Taping on neuromuscular performance, balance, and lower limb function in healthy individuals: a randomized controlled trial. *Braz J Phys Ther*, 20 (3):231-239.
- Lins CAD, Neto FL, de Amorim ABC, Macedo LD, Brasileiro JS. 2013. Kinesio Taping (R) does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Therapy*, 18 (1):41-45.
- Massion J. 1994. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*, 4 (6):877-887.
- Mathias S, Nayak US, Isaacs B. 1986. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Arch Phys Med Rehabil*, 67 (6):387-389.
- McCormack HM, de L. Horne DJ, Sheather S. 1988. Clinical applications of visual analogue scales: a critical review. *Psychological Medicine*, 18 (4):1007-1019.
- Miller R. 2010. Einfluss von Heimkrafttraining auf die posturale Kontrolle von Patienten mit Hüftarthrose/-prothese. Köln.
- Milosevic M, McConville KM, Masani K. 2011. Arm movement improves performance in clinical balance and mobility tests. *Gait Posture*, 33 (3):507-509.
- Muller O, Gunther M, Krauss I, Horstmann T. 2004. [Physical characterization of the therapeutic device Posturomed as a measuring device--presentation of a procedure to characterize balancing ability]. *Biomed Tech (Berl)*, 49 (3):56-60.
- Nakajima MA, Baldrige C. 2013. The effect of kinesio(R) tape on vertical jump and dynamic postural control. *Int J Sports Phys Ther*, 8 (4):393-406.

- Nashner LM, McCollum G. 1985. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and brain sciences*, 8 (1):135-150.
- Nunes GS, de Noronha M, Cunha HS, Ruschel C, Borges NG, Jr. 2013. Effect of kinesio taping on jumping and balance in athletes: a crossover randomized controlled trial. *J Strength Cond Res*, 27 (11):3183-3189.
- Paillard T, Noe F. 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Res Int*, 2015:891390.
- Park S, Horak FB, Kuo AD. 2004. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental brain research*, 154 (4):417-427.
- Piirtola M, Era P. 2006. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology*, 52 (1):1-16.
- Podsiadlo D, Richardson S. 1991. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, 39 (2):142-148.
- Pötzsch O, Rößger F. 2015. Bevölkerung Deutschlands bis 2060. 13. Koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung Statistisches Bundesamt, Wiesbaden.
- Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. 1996. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng*, 43 (9):956-966.
- Priplata AA, Niemi JB, Harry JD, Lipsitz LA, Collins JJ. 2003. Vibrating insoles and balance control in elderly people. *Lancet*, 362 (9390):1123-1124.
- Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. 2005. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture*, 21 (1):48-58.
- Richter M, Becker C, Seifert J, Gebhard F, Pieske O, Holch M, Lob G. 2002. Prävention von Verletzungen im Alter. *Der Unfallchirurg*, 105 (12):1076-1087.
- Rojhani-Shirazi Z, Amirian S, Meftahi N. 2015. Effects of Ankle Kinesio Taping on Postural Control in Stroke Patients. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 24 (11):2565-2571.
- Schmidt D, Germano AM, Milani TL. 2015. Aspects of Dynamic Balance Responses: Inter- and Intra-Day Reliability. *PLoS One*, 10 (9):e0136551.
- Schomacher J. 2008. Gütekriterien der visuellen Analogskala zur Schmerzbewertung. *physioscience*, 4:125-133.

- Schubert P, Kirchner M. 2014. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait Posture*, 39 (1):518-522.
- Sealed-Envelope-Ltd (<https://www.sealedenvelope.com/simple-randomiser/v1/lists>). 2017. 12.03.2017. Sealed Envelope Ltd.
- Semple S, Esterhuysen C, Grace J. 2012. The Effects of Kinesio Ankle Taping on Postural Stability in Semiprofessional Rugby Union Players.
- Shields CA, Needle AR, Rose WC, Swanik CB, Kaminski TW. 2013. Effect of Elastic Taping on Postural Control Deficits in Subjects With Healthy Ankles, Copers, and Individuals With Functional Ankle Instability. *Foot & Ankle International*, 34 (10):1427-1435.
- Silva AG, Cruz A. 2015. A comparison of the effects of white athletic tape and kinesiotape on postural control in healthy individuals. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 22 (4):160-165.
- Steinberg N, Eliakim A, Zaav A, Pantanowitz M, Halumi M, Eisenstein T, Meckel Y, Nemet D. 2016. Postural Balance Following Aerobic Fatigue Tests: A Longitudinal Study Among Young Athletes. *J Mot Behav*, 48 (4):332-340.
- Tinetti ME. 1986. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc*, 34 (2):119-126.
- Tomomitsu MS, Alonso AC, Morimoto E, Bobbio TG, Greve JM. 2013. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. *Clinics (Sao Paulo)*, 68 (4):517-521.
- Trepel M. 2012. *Neuroanatomie*. 5. Aufl.: Elsevier Health Sciences Germany.
- van Nes IJ, Geurts AC, Hendricks HT, Duysens J. 2004. Short-term effects of whole-body vibration on postural control in unilateral chronic stroke patients: preliminary evidence. *Am J Phys Med Rehabil*, 83 (11):867-873.
- Vseteckova JJ, Drey N. 2013. What is the role body sway deviation and body sway velocity play in postural stability in older adults? *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 56 (3):117-123.
- Walther L, Nikolaus T, Schaaf H, Hörmann K. 2008. Schwindel und Stürze im Alter. *Hno*, 56 (8):833-842.

- Wegerhoff T, Smolenski UC, Bocker B, Best N. 2018. Einfluss von kinesiologischen Tapeanlagen auf das Gleichgewicht von gesunden Probanden – ein narratives Review. *Phys Med Rehab Kuror*, (EFirst).
- Wellek S, Blettner M. 2012. On the Proper Use of the Crossover Design in Clinical Trials: Part 18 of a Series on Evaluation of Scientific Publications. *Dtsch Arztebl Int*, 109 (15):276-281.
- Wewers ME, Lowe NK. 1990. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. *Res Nurs Health*, 13 (4):227-236.
- Wilson V, Douris P, Fukuroku T, Kuzniewski M, Dias J, Figueiredo P. 2016. The immediate and long-term effects of Kinesiotape® on balance and functional performance. *Int J Sports Phys Ther*, 11 (2):247-253.
- Winter DA. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3 (4):193-214.
- Winter DA, Prince F, Frank J, Powell C, Zabjek KF. 1996. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 75 (6):2334-2343.
- Yazici G, Guclu-Gunduz A, Bayraktar D, Aksoy S, Nazliel B, Kilinc M, Yildirim SA, Irkeç C. 2015. Does correcting position and increasing sensorial input of the foot and ankle with Kinesio Taping improve balance in stroke patients? *NeuroRehabilitation*, 36 (3):345-353.
- Zätterström R, Friden T, Lindstrand A, Moritz U. 1994. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *The American journal of sports medicine*, 22 (4):531-536.
- Zehe J, Reinhardt Y, Heppner H. 2017. Stürze im Alter. *MMW - Fortschritte der Medizin*, 159 (52).
- Zemkova E. 2014. Significantly and practically meaningful differences in balance research: P values and/or effect sizes? *Sports Med*, 44 (7):879-886.

10 Anhang

10.1 Probandenaufklärung und Einverständniserklärung



Institut für Physiotherapie
Universitätsklinikum Jena
Am Klinikum 1
07747 Jena

Name: _____

Vorname: _____

Geburtsdatum (TT,MM,JJJJ): ____.

Beruf: _____

Hobbies: _____

ID:

Vorbereitung:

Sehr geehrter Proband, vielen Dank, dass Sie sich heute die Zeit genommen haben um mehr über sich und Ihren Körper zu erfahren und für die Verwirklichung meiner Doktorarbeit einen Beitrag zu leisten. Bitte tragen Sie zunächst Ihre Daten in den Kopf dieses Dokumentes ein.

Möchten Sie nach Studienabschluss über Ihr Ergebnis im Vergleich zum anonymisierten Durchschnitt der Probanden informiert werden, so tragen Sie bitte ihre E-Mail-Adresse im entsprechenden Feld ein.

Wenn Sie diesen Aufklärungsbogen gelesen und verstanden haben, unterschreiben Sie bitte umseitig die Datenschutzerklärung.

Versuchsablauf:

Zunächst werden Sie zufällig in eine von zwei Gruppen eingeteilt. Je nach Gruppenzuteilung erhalten Sie am ersten oder zweiten Messtermin eine kinesiologische Tapeanlage am Sprunggelenk. Die zweite Messung wird dann innerhalb von zwei bis drei Wochen erfolgen.

Zur Messung Ihrer Standstabilität stehen Sie auf einer horizontal frei beweglichen Plattform, die mit einer Kraftmessplatte bestückt ist. Sie stehen, je nach Messung, entweder beidbeinig oder einbeinig sowie mit offenen oder geschlossenen Augen auf dieser Plattform. Es werden sowohl Messungen in Ruhe als auch mit Impuls durchgeführt, d.h. die Plattform ist zunächst festgestellt und wird dann ohne Vorankündigung des Untersuchers leicht angestoßen. Der Weg Ihres Körperschwerpunktes wird bei jeder Messung für den Zeitraum von 10 Sekunden aufgezeichnet und es werden pro Messtermin insgesamt 18 Messungen durchgeführt.

Nach jeder Messung werden Sie zusätzlich gebeten, die für Sie subjektiv empfundene Schwierigkeit der vorhergehenden Messung auf einer Skala von 0 bis 10 anzugeben.

Im Anschluss bittet der Untersucher Sie ihre Oberbekleidung abzulegen. Sie werden gewogen und Ihre Körpergröße wird ermittelt.

Sollten während der Messungen Schwindel, Muskelkrämpfe, Unwohlsein etc. auftreten, so geben Sie dem Versuchsleiter bitte umgehend Bescheid.

Die Versuche können von Ihnen jederzeit und ohne Angabe von Gründen abgebrochen werden!

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtstand Jena
USt-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30
Konto 221 IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des Öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin des
Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kraem
Medizinischer Vorstand: PD Dr. Jena Maschmann



**Einwilligung zur Veröffentlichung von Foto- und Videodokumenten
oder anderen Medien**

Hiermit willige ich ein, dass von meiner Person o.g. Dokumente bzw. Medien angefertigt werden. Dies betrifft sowohl Ganzkörperaufnahmen als auch Aufnahmen von typischen, krankhaften Veränderungen einzelner Körperpartien.

Ich stimme der Demonstration zu Lehrzwecken, sowie der Veröffentlichung in der Fachpresse und im Internet zu.

- ☐ Hierfür brauchen die Aufnahmen nicht verändert werden.
- ☐ Hierfür sollen die Aufnahmen durch technische Hilfsmittel so verändert werden, dass ein Erkennen der dargestellten Person nicht möglich ist
- ☐ Ich stimme einer Veröffentlichung nicht zu

Datenschutzerklärung

Mit meiner unten stehenden Unterschrift willige ich ein, dass das Universitätsklinikum Jena meine Daten für den internen Gebrauch speichert. Eine Weitergabe an Dritte Personen wird nicht vorgenommen.

Information über den Ausgang dieser Studie und meine Ergebnisse im Vergleich zum Durchschnitt

- ☐ Ja, ich möchte informiert werden.
meine E-Mail-Adresse: _____
- ☐ Nein, ich möchte nicht informiert werden.

Jena, den: _____

Unterschrift Proband: _____

Gesprächsführender Untersucher: _____

Unterschrift Untersucher: _____

10.2 Erhebungsbogen

Datum:

1

Erster Messtermin

Probanden ID: 1

Gruppe: Gruppe A

Kinesio: kein Kinesio

Alter: _____

Körpergröße: _____

Proband erfüllt Kriterien?: ☐

Geschlecht: _____

Gewicht: _____

(18-45J; Ø chron. Instab. UE, Ø Orthesen,

Standbein: _____

Händigkeit: _____

Ø Verletz. letzte 6 Wo., Ø neurol. Erkrank.

Ø Kinesio-Erf. UE, Ø Sehstörung)

1. Messblock: ohne Impuls

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
1	beidbeinig, geöffnete Augen	OI BB O				
2	Spielbein, geöffnete Augen	OI SP O				
3	Spielbein, geschlossene Augen	OI SP G				
4	beidbeinig, geschlossene Augen	OI BB G				
5	Standbein, geöffnete Augen	OI ST O				
6	Standbein, geschlossene Augen	OI ST G				

2. Messblock: Impuls ML

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
7	Spielbein, geöffnete Augen	ML SP O				
8	beidbeinig, geschlossene Augen	ML BB G				
9	Standbein, geöffnete Augen	ML ST O				
10	Standbein, geschlossene Augen	ML ST G				
11	beidbeinig, geöffnete Augen	ML BB O				
12	Spielbein, geschlossene Augen	ML SP G				

3. Messblock: Impuls AP

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
13	Spielbein, geöffnete Augen	AP SP O				
14	beidbeinig, geöffnete Augen	AP BB O				
15	Spielbein, geschlossene Augen	AP SP G				
16	Standbein, geöffnete Augen	AP ST O				
17	Standbein, geschlossene Augen	AP ST G				
18	beidbeinig, geschlossene Augen	AP BB G				

Besonderheiten: _____

Bregma: _____

Datum:

1

Zweiter Messtermin

Probanden ID: 1

Gruppe: Gruppe A

Kinesio: mit Kinesio

Proband erfüllt Kriterien?: ☐

(18-45J; Ø chron. Instab. UE, Ø Orthesen, Ø Verletz. letzte 6 Wo.,

Standbein: _____

Ø neurol. Erkrank., Ø Kinesio-Erf. UE, Ø Sehestörung)

1. Messblock: Impuls AP

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
1	Standbein, geschlossene Augen	K AP ST G				
2	beidbeinig, geöffnete Augen	K AP BB O				
3	Spielbein, geöffnete Augen	K AP SP O				
4	Spielbein, geschlossene Augen	K AP SP G				
5	Standbein, geöffnete Augen	K AP ST O				
6	beidbeinig, geschlossene Augen	K AP BB G				

2. Messblock: ohne Impuls

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
7	Standbein, geöffnete Augen	K OI ST O				
8	beidbeinig, geöffnete Augen	K OI BB O				
9	Standbein, geschlossene Augen	K OI ST G				
10	Spielbein, geöffnete Augen	K OI SP O				
11	beidbeinig, geschlossene Augen	K OI BB G				
12	Spielbein, geschlossene Augen	K OI SP G				

3. Messblock: Impuls ML

(Messplatte f. nötig ausrichten + kalibrieren! 2. Fehlversuche zulässig)

RF	Beine und Augen	Abk.	Weg COP	Ellipse COP	VAS	Vers.
13	Standbein, geschlossene Augen	K ML ST G				
14	Standbein, geöffnete Augen	K ML ST O				
15	Spielbein, geschlossene Augen	K ML SP G				
16	Spielbein, geöffnete Augen	K ML SP O				
17	beidbeinig, geöffnete Augen	K ML BB O				
18	beidbeinig, geschlossene Augen	K ML BB G				

Besonderheiten: _____

Bregma: _____

10.3 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind, mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. Norman Best, Dr. Thomas Lehmann

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers

10.4 Danksagung

Mein erster Dank gilt allen Probandinnen und Probanden die sich im Rahmen meiner Dissertation unentgeltlich für die durchgeführten Untersuchungen zur Verfügung gestellt und somit einen entscheidenden Beitrag zu meiner Arbeit geleistet haben.

Des Weiteren möchte ich mich bei Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski und OA Dr. med. Norman Best für die Zuteilung des Themas und die Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit bedanken. Insbesondere Dr. med. Norman Best hat sich in den entscheidenden Momenten die nötige Zeit genommen und war mir immer ein zuverlässiger Ansprechpartner und Motivator.

Dr. rer. pol. Thomas Lehmann vom IMSID in Jena möchte ich für die exzellente und geduldige Beratung in allen statistischen Fragen danken. Egal ob Fallzahlplanung oder Endauswertung stand er mir stets – und teilweise sehr kurzfristig – mit Rat und Tat zur Seite.

Meinen alten Schulfreunden Helge und Anna danke ich für die ausführlichen Anmerkungen zu Formulierungen und Kommasetzung. Ohne euch wäre mir die Macht des geschützten Leerzeichens auf ewig verborgen geblieben!

Danken möchte ich auch meinen Eltern Marie-Theres und Bernd Wegerhoff, die mich schon immer unterstützt haben und unterstützen und mich zu dem Menschen gemacht haben, der ich heute bin.

Mein letzter Dank gilt den Teilstudienplätzen der Uni Frankfurt ohne die ich dich, Theresa, vermutlich niemals kennengelernt hätte. Ohne die Zeit mit dir auf der Hütte, wäre die Arbeit wahrscheinlich niemals fertig geworden. Bleib so wie du bist!